

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV ELEKTROTECHNOLOGIE

DEPARTMENT OF ELECTRICAL AND ELECTRONIC TECHNOLOGY

ELEKTRICKÉ VLASTNOSTI POKOŽKY

ELECTRICAL PROPERTIES OF THE SKIN

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Miriam Hellova

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jiří Špinka

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Mikroelektronika a technologie**

Ústav elektrotechnologie

Studentka: Miriam Hellova

ID: 211497

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Elektrické vlastnosti pokožky

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Shromážděte dostupné údaje o způsobech a možnostech měření impedance tkání. Navrhněte a vytvořte funkční vzorek měřiče této impedance, navrhněte a použijte elektrodu vhodnou pro tato měření. Využijte dostupný obvod AD5933 jako kit s vhodným software a proveďte ověřovací měření na lidské pokožce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

Podle doporučení vedoucího práce.

Termín zadání: 29.1.2021

Termín odevzdání: 3.6.2021

Vedoucí práce: Ing. Jiří Špinka

doc. Ing. Jiří Háze, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato práce se zabývá vlastnostmi lidské kůže, možnostmi měření její impedance a návrhem vhodné elektrody pro měření. Pro modelování byly použity různé náhradní modely impedance kůže a popsány jevy vznikající na rozhraní mokrá elektroda – elektrolyt, které významným způsobem měření impedance ovlivňují. Byl proveden popis funkce suché planární elektrody a její návrh pro ověřovací měření. Kontrolní měření bylo provedeno s pomocí vývojového kitu EVAL-AD5933EBZ ve frekvenčním rozsahu 5 kHz až 100 kHz na třech různých místech lidského těla a výsledky byly zobrazeny v grafech ve formě absolutní hodnoty impedance a její fáze. Správnost naměřených hodnot byla ověřena srovnáním s výsledky jiné práce, používající jiný typ elektrody. Hlavním cílem bylo ověření možnosti použít geometrie suché planární elektrody v kombinaci s dostupným vývojovým kitem pro jednoduché diagnostické aplikace.

Klíčová slova

Epidermis, dermis, subcutis, RC vrstvený model impedance kůže, rozhraní elektroda-elektrolyt, suchá elektroda, vlhká elektroda, elektroda s prokládanými proužky.

Abstract

This work deals with the electrical properties of human skin, the possibilities of measuring its impedance, and the design of suitable electrodes for measurement. Various equivalent circuits for human skin were used, and phenomena that occur at the wet electrode-electrolyte interface, which significantly affect the measurement, were described. A description of the function of a dry planar electrode and its design for verification measurements were performed. Control measurements were performed using a EVAL-AD5933EBZ development kit in a frequency range of 5 kHz to 100 kHz at three different locations on the human body; the results were plotted in the form of the absolute value of the impedance and its phase. The accuracy of the measured values was verified by comparing the results with other works using a different electrode type. The main result of this work was to verify the possibility of using the geometry of a dry planar electrode in combination with an easily accessible evaluation board for simple diagnostic applications.

Keywords

Epidermis, dermis, subcutis, RC layered skin impedance model, interface wet electrode-electrolyte, dry electrode, wet electrode, interdigitated electrode

Bibliografická citace

HELLOVA, M. Elektrické vlastnosti pokožky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav elektrotechnologie, 2021. 62 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Jiří Špínka.

Prohlášení autora o původnosti díla

| | |
|-----------------------------------|-------------------------------|
| Jméno a příjmení studenta: | Miriam Hellova |
| VUT ID studenta: | 211497 |
| Typ práce: | Bakalářská práce |
| Akademický rok: | 2020/21 |
| Téma závěrečné práce: | Elektrické vlastnosti pokožky |

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 3.června 2021

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu semestrální práce Ing. Jiřímu Špinkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce

V Brně dne: 3.června 2021

podpis autora

Obsah

| | |
|--|----|
| SEZNAM OBRÁZKŮ | 9 |
| SEZNAM TABULEK | 11 |
| ÚVOD..... | 12 |
| 1. SLOŽENÍ LIDSKÉ KŮŽE..... | 13 |
| 1.1 EPIDERMIS..... | 13 |
| 1.2 DERMIS | 15 |
| 1.3 SUBCUTIS | 15 |
| 2. ELEKTRICKÁ IMPEDANCE KŮŽE | 16 |
| 2.1 MODEL IMPEDANCE KŮŽE | 17 |
| 2.2 FYZIKÁLNÍ PRINCIPY TRANSPORTU MATERIÁLU SKRZE KŮŽI | 18 |
| 3. IMPEDANČNÍ MODEL KŮŽE | 20 |
| 3.1 MODEL KONSTANTNÍ FÁZE | 20 |
| 3.2 RC VRSTVENÝ MODEL..... | 21 |
| 4. ELEKTRODY PRO MĚŘENÍ IMPEDANCE KŮŽE | 23 |
| 4.1 TYPY ELEKTROD..... | 23 |
| 4.2 MATERIÁLY ELEKTROD | 23 |
| 4.2.1 Ag/AgCl..... | 24 |
| 4.2.2 Au..... | 24 |
| 4.2.3 Nanomateriály..... | 24 |
| 4.3 VELIKOST A GEOMETRIE ELEKTROD | 25 |
| 5. METODY A SYSTÉMY MĚŘENÍ IMPEDANCE KŮŽE | 27 |
| 5.1 METODY MĚŘENÍ IMPEDANCE | 27 |
| 5.2 VLIV ROZHRANÍ ELEKTRODA – ELEKTROLYT NA MĚŘENÍ | 29 |
| 5.3 ELEKTRODA S PROKLÁDANÝMI PROUŽKY | 33 |
| 5.4 SYSTÉMY PRO MĚŘENÍ IMPEDANCE KŮŽE – ELEKTRONIKA | 34 |
| 6. PRAKTICKÁ ČÁST | 36 |
| 6.1 NÁVRH ELEKTRODY | 36 |
| 6.1.1 Článeková konstanta K_{cell} | 37 |
| 6.1.2 Finální parametry elektrody | 38 |
| 6.2 MĚŘÍCÍ ELEKTRONIKA | 39 |
| 6.2.1 Návrh funkčního vzorku měřiče impedance s obvodem AD5933 | 39 |
| 6.2.2 Popis systému pro měření impedance kůže s vývojovým kitem EVAL-AD5933EBZ | 42 |
| 6.2.3 Vyhodnocovací SW..... | 46 |
| 7. MĚŘENÍ | 47 |
| 7.1 MĚŘÍCÍ PRACOVNÍSTĚ..... | 47 |
| 7.2 NAMĚŘENÉ HODNOTY | 49 |
| 7.3 VYHODNOCENÍ MĚŘENÍ..... | 55 |
| 8. ZÁVĚR..... | 57 |

| | |
|---------------------------------------|-----------|
| LITERATURA..... | 58 |
| SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK | 62 |

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|--|----|
| Obr. 1.1 Příčný řez kůží | 13 |
| Obr. 1.2 Epidermis a část dermis | 14 |
| Obr. 1.3 Tloušťka Stratum Corneum | 14 |
| Obr. 2.1 Různé dráhy průchodu elektrického proudu kůží | 16 |
| Obr. 2.2 Schéma jednotlivých vrstev kůže..... | 17 |
| Obr. 2.3 Schéma dvou iontových transportních cest v dermis | 19 |
| Obr. 3.1 Dva jednoduché impedanční modely kůže | 20 |
| Obr. 3.2 Model lidské kůže z pohledu měření impedance, vertikální a horizontální směr | 21 |
| Obr. 3.3 Model lidské kůže z pohledu měření impedance, vrstvená podstata lidské kůže. | 22 |
| Obr. 4.1 Struktury flexibilní zlaté mikroelektrody..... | 25 |
| Obr. 5.1 Uspořádání elektrod..... | 28 |
| Obr. 5.2 Schéma vzniku dvojvrstvy (electrical double layer - EDL)..... | 29 |
| Obr. 5.3 Rozhraní elektroda - elektrolyt | 30 |
| Obr. 5.4 Model impedančního rozhraní elektrody | 31 |
| Obr. 5.5 Proud protékající lidskou kůží | 31 |
| Obr. 5.6 Elektrický náhradní obvod tkáně kůže..... | 32 |
| Obr. 5.7 Frekvenční charakteristika elektrického náhradního obvodu tkáně kůže | 33 |
| Obr. 5.8 Senzor (elektroda) používající okrajové pole (Fringing field)..... | 33 |
| Obr. 5.9 Hloubka vniku periferního elektrického pole senzoru (Fringing field) | 34 |
| Obr. 5.10 Obvod pro měření impedance kůže | 35 |
| Obr. 6.1 Elektroda se 4 prokládanými proužky. | 37 |
| Obr. 6.2 Analytická optimalizace rozměrových parametrů | 38 |
| Obr. 6.3 Zjednodušené blokové schéma obvodu AD5933..... | 40 |
| Obr. 6.4 Blokové schéma úpravy obvodu AD5933 | 41 |
| Obr. 6.5 Konkrétní schéma úpravy obvodu AD5933..... | 41 |
| Obr. 6.6 Zjednodušené blokové schéma obvodu AD5933 s upravenou vstupní částí | 42 |
| Obr. 6.7 Možnost připojení externího hodinového signálu k obvodu AD5933 | 44 |
| Obr. 6.8 Grafická ovládací plocha pro vývojový kit s obvodem AD5933..... | 46 |
| Obr. 7.1 Vývojový kit s obvodem AD5933 a připojenou planární elektrodou | 47 |
| Obr. 7.2 Planární elektroda s propojovacími vodiči typu litz wire | 48 |
| Obr. 7.3 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota impedance. | 49 |
| Obr. 7.4 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota impedance. | 49 |
| Obr. 7.5 Dlaň pod palcem pravé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota impedance | 50 |
| Obr. 7.6 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze | 50 |
| Obr. 7.7 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota fáze | 50 |
| Obr. 7.8 Dlaň pod palcem pravé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze | 51 |
| Obr. 7.9 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ po přitlaku, hodnota impedance..... | 51 |
| Obr. 7.10 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota impedance | 51 |
| Obr. 7.11 Předloktí levé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ po přitlaku, hodnota impedance. | 52 |
| Obr. 7.12 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze..... | 52 |
| Obr. 7.13 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota fáze..... | 52 |
| Obr. 7.14 Předloktí levé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze..... | 53 |
| Obr. 7.15 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota impedance | 53 |
| Obr. 7.16 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota impedance | 53 |
| Obr. 7.17 Pata pravé nohy, vlhká elektroda v čase $t=0$ po přitlaku, hodnota impedance..... | 54 |

| | |
|---|----|
| Obr. 7.18 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze | 54 |
| Obr. 7.19 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota fáze | 54 |
| Obr. 7.20 Pata pravé nohy, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze..... | 55 |
| Obr. 7.21 Srovnání měření s mokrou elektrodou Ag/AgCl | 55 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|---|----|
| Tab. 6.1 Rozsah výstupních napětí obvodu AD5933 při napájení 3,3 V | 40 |
| Tab. 6.2 Poměr měřené impedance Z_{\max}/Z_{\min} v závislosti na zvoleném rozsahu výstup. napětí | 43 |
| Tab. 6.3 Výstupní impedance budícího zesilovače v závislosti na zvoleném rozsahu výstup. napětí | 43 |
| Tab. 6.4 Rozsah měřících frekvencí v závislosti na velikosti hodinového signálu | 45 |

ÚVOD

V biologii představuje tkáň organizační strukturu, která může zahrnovat jak jednotlivé buňky, tak i externí mimobuněčné pomocné biologické struktury. Tkáň můžeme definovat jako souhrn podobných buněk, které jsou drženy pohromadě svou vlastní externí vazební maticí, a dohromady vykonávající specifickou funkci. Jsou základními stavebními kameny orgánů, které jsou z nich tvořeny. Většina orgánů je tvořena mnoha typy tkání, avšak některé orgány jsou tvořeny pouze jedním typem tkáně, jako je tomu např. u lidské kůže. Zadáání se týká možností měření impedance tkání a požaduje ověřovací měření na lidské pokožce. Z výše uvedeného se tato práce zabývá jak ve své teoretické části, tak i v praktické části pouze jedním typem tkáně, a sice lidskou kůží. Lidská kůže je v mnoha případech odlišná od jiných orgánů a tvoří největší orgán lidského těla jak z pohledu plochy, tak i hmotnosti.

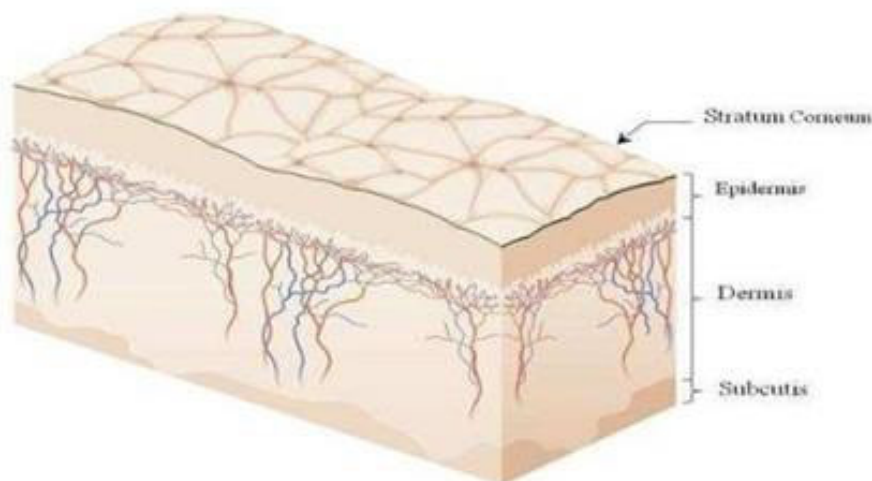
Měření impedance je známá technika pro určení elektrických vlastností živé tkáně. Běžně se užívá pro analýzu skladby lidského těla a pro monitorování časově závislých biologických signálů, jako např. řízení dýchání, řízení kardiovaskulárního systému nebo kontrakce svalů. Nejčastěji se měření provádí pomocí střídavého proudu známého průběhu ve frekvenčním rozsahu desítek nebo stovek kHz, který je injektován do kůže pomocí dvou elektrod. Současně pomocí druhé dvojice elektrod se měří úbytek napětí na bioimpedanci. Získaný poměr proudu a napětí je využit pro výpočet komplexní impedance měřeného objektu. Tato metoda se výrazně liší od jiných měřících metod, jako např. elektrokardiografie (ECG), elektromyografie (EMG) nebo elektroencefalografie (EEG), ve kterých neprochází téměř žádný proud mezi měřeným objektem a měřícím přístrojem.

Velký problém při injektáži budícího proudu do kůže je to, že proud musí projít také rozhraním elektroda-kůže. V závislosti na použitých elektrodách a geometrickém uspořádání může být hodnota impedance tohoto rozhraní podstatně vyšší než samotná impedance kůže. Úbytek napětí na tomto rozhraní může překročit vnitřní rozsah napětí použitého zdroje proudu, nebo povolený rozsah části pro měření napětí. V mnoha aplikacích se pro eliminaci těchto jevů používají nepolarizovatelné gelové elektrody Ag/AgCl. Bohužel se jedná o elektrody na jedno použití, které se připevňují ke kůži pomocí adhesiva. Jakmile je elektroda jednou umístěna na kůži, už se s ní nedá hýbat, a tato vlastnost komplikuje přesné umístění elektrody na místo měření. Použitá adhesiva mohou vyvolat podráždění kůže, a jejich odstranění může být bolestivé. Ani přísavné podtlakové elektrody tento problém neřeší, protože podrážděnost kůže na vyvolaný podtlak roste s časem, a může způsobit vážné poškození kůže při delším měření.

V určitých aplikacích se stále více používají suché elektrody, které jsou populární především v trvale nositelných formách. Většinou jsou zhotoveny z kovů nebo vodivé gumy, popř. vodivého textilu. S novými metodami monitorování určitých chronických nemocí, které nesledovány mohou vést k náhlému přechodnému kolapsu organismu, nabývají právě tyto aplikace na velkém významu. Proto se tato práce ve své praktické části věnuje návrhu a realizaci suché elektrody, volbě a realizaci měřící elektroniky, a provedení praktických měření impedance kůže na různých místech lidského těla.

1. SLOŽENÍ LIDSKÉ KŮŽE

Lidská kůže je komplexní orgán, který pokrývá lidské tělo. Skládá se ze 3 základních částí: epidermis, dermis a subcutis, viz Obr. 1.1.



Obr. 1.1 Příčný řez kůží [1]

Vrchní vrstva, epidermis, slouží jako ochrana proti záření, chemikáliím, patogenům a současně zabraňuje ztrátě vody lidského těla.

Pod ní leží dermis, která zásobuje vrchní vrstvu živinami a přispívá k elasticitě a mechanické odolnosti.

Nejhlubší vrstva, subcutis, obsahuje především tuk a pojivovou tkáň, funguje jako tepelný izolátor a nárazový absorbér.

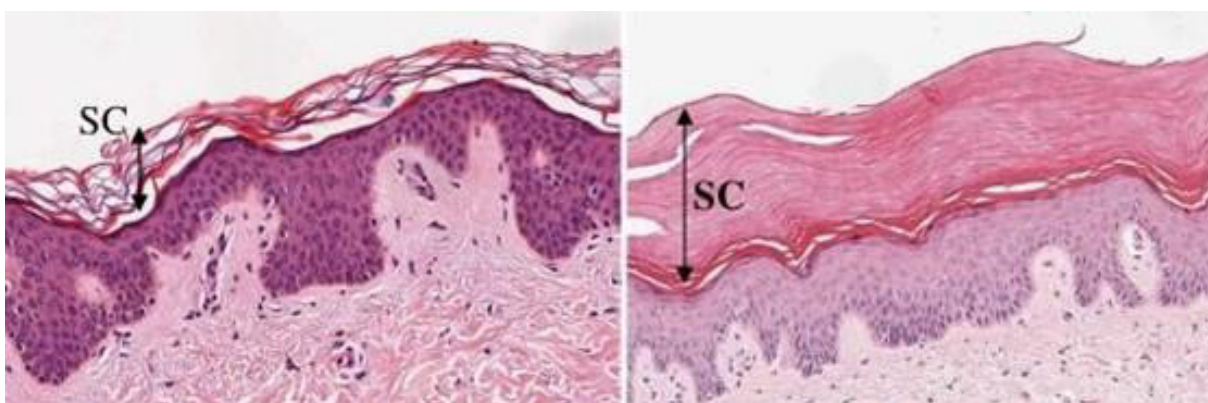
1.1 Epidermis

Tato vrstva je tvořena především keratinocyty. Její nejspodnější část - stratum germinativum je tvořena především přesně uspořádanými základními buňkami, kde zhruba každá desátá buňka je nahrazena melanocytem, tedy buňkou produkující pigment. Tyto buňky jsou ukotveny ke spodní membráně na přechodu epidermis a dermis. Základní buňky se aktivně mění, některé postupně driftní k povrchu kůže, tam se zplošťují a vytvářejí vrchní keratinovou ochrannou vrstvu – stratum corneum. Melanocytové buňky mají mimořádně důležitou úlohu. Produkují melanin, malé pigmentové částice, které absorbují UV záření a přeměňují jej v teplo. Tím chrání DNA v buňkách před škodlivými účinky UV záření.



Obr. 1.2 Epidermis a část dermis [1]

Mezi spodní vrstvou základních buněk a vrchní vrstvou corneum strata se nachází dva přechodné stavy buněk, které daly název příslušným mezivrstvám-spinosum strata a granulosum strata. Ve vrstvě spinosum strata se buňky začínají smršťovat, i když jsou stále vázány těsně u sebe pomocí vazebních proteinů. Právě v této části se vytváří keratin, což je dusíkatá organická kyselina, běžně se nacházející u všech obratlovců. V navazující vrstvě, stratum granulosum, se buňky zplošťují a ztrácejí buněčné organely včetně jejich jader. Tato část je vidět na Obr. 1.2, kde byl epidermis kvůli lepšímu znázornění pod mikroskopem obarven. Tloušťka epidermis se pohybuje od 0,1 mm až do 2 mm podle umístění na těle. Tuto variabilitu způsobuje téměř výhradně stratum corneum, jehož tloušťka se může měnit od 20 mikrometrů až do 2 mm na dlaních a nohách, jak ukazuje Obr. 1.3. Uvnitř epidermis se nacházejí další typy buněk, jako např. Langerhansovy buňky, které jsou součástí imunitního systému, a Merkelovy buňky, které zakončují nervová vlákna.



Obr. 1.3 Tloušťka Stratum Corneum. Vlevo vrchní část chodidla, vpravo spodní část chodidla [1]

1.2 Dermis

Těsně pod epidermis leží nejtlustší vrstva kůže, dermis. Je tvořena především kolagenem a elastinovými vlákny uspořádanými do matice, které propůjčují kůži mechanickou pevnost jako i pružnost. Je rozdělena do dvou podčástí – papillary dermis a reticular dermis. Papillary dermis je umístěna přímo pod základní membránou epidermis a prolíná se hřebenovitou formou s epidermis ve formě papilár. Toto uspořádání zaručuje výměnu živin mezi těmito dvěma vrstvami. Tlustší reticular dermis obsahuje vyšší koncentraci hrubého kolagenu a elastinových vazebních vláken. Kromě toho se nachází uvnitř dermis také jiné typy buněčných komponent:

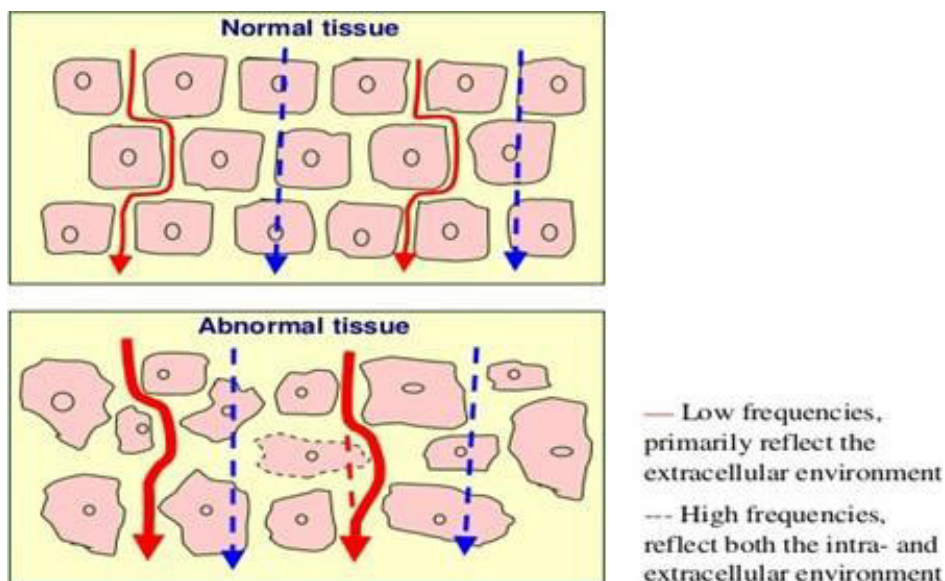
- fibroblasty, které produkují kolagen
- žírné buňky imunitního systému
- makrofágy imunitního systému
- potní buňky regulující teplotu
- vlasové buňky
- mazové žlázy
- senzorické receptory
- krevní vlasečnice

1.3 Subcutis

Pod dermis se nachází poslední vrstva kůže, subcutis. Obsahuje především tuk, pojivovou tkáň, nervová vlákna a krevní vlasečnice, a funguje jako tepelný izolátor a nárazový absorbér. Její tloušťka se mění v závislosti na umístění na těle, nutriční a hormonální situaci a dalších faktorech.

2. ELEKTRICKÁ IMPEDANCE KŮŽE

Elektrická impedance kůže představuje míru bránění kůže v toku střídavého elektrického proudu na různých frekvencích. Elektrická impedance biologického materiálu, tedy i kůže, reflektuje klinický stav zkoumané tkáně. Normální a abnormální tkáň se liší z pohledu velikosti, tvaru, orientace, kompaktnosti buněk a struktury buněčné membrány, jak ukazuje Obr. 2.1.



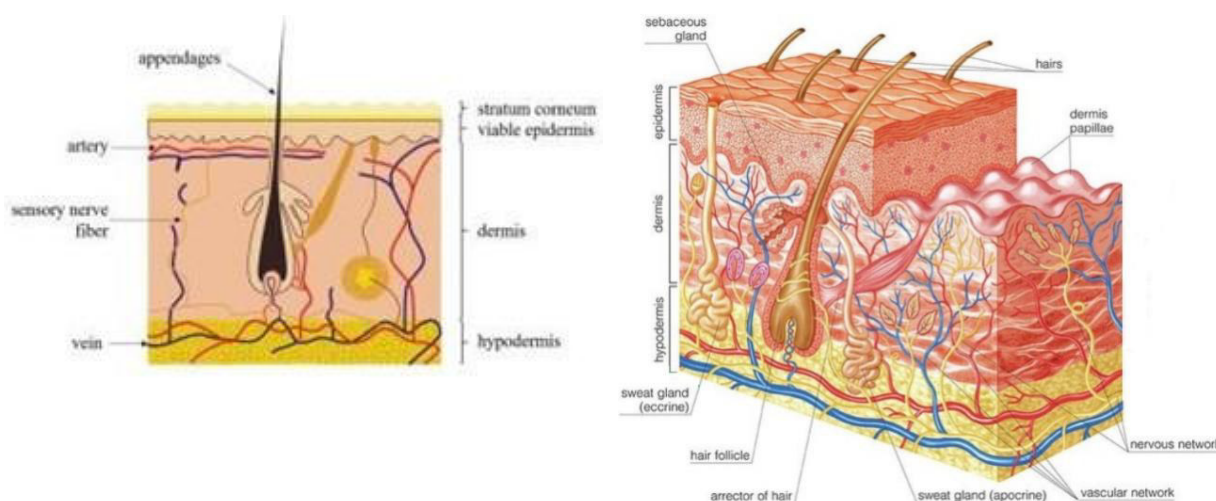
Obr. 2.1 Různé dráhy průchodu elektrického proudu kůží při nízkých a vysokých frekvencích [1]

Tyto různé vlastnosti ovlivňují schopnost tkáně vést a akumulovat elektrickou energii a jsou patrné při použití metody elektrochemické impedanční spektroskopie (EIS). Změny kůže, které jsou pozorovatelné při tradičním vyšetření kůže pomocí mikroskopu se odrážejí i ve výsledcích při měření impedance kůže

Impedance kůže na nízkých frekvencích je tvořena převážně rezistivní složkou extrabuněčného materiálu. Impedance kůže na vysokých frekvencích je tvořena rezistivní složkou jak extrabuněčného, tak i intrabuněčného materiálu a také reaktanční (kapacitní) složkou buněčné membrány. Výsledkem elektrochemické impedanční spektroskopie je jak amplitudová, tak i fázová závislost impedance kůže na aplikovaném frekvenčním spektru přiloženého testovacího napětí. [1].

2.1 Model impedance kůže

Ideální místo pro měření impedance pokožky lidského těla je předloktí a boční část břicha, protože jsou relativně snadno dostupné a mají tenkou vrstvu corneum strata. Pro jasnou definici modelu impedance kůže je nutné se znovu a důkladněji vrátit do anatomie kůže. Níže jsou postupně popsány jednotlivé vrstvy kůže z elektrického hlediska a následně budou diskutovány iontové fyzikální transportní principy skrze jednotlivé vrstvy [3].



Obr. 2.2 Schéma jednotlivých vrstev kůže [3], [27]

Vrchní vrstvu tvoří stratum corneum, která tvoří největší bariéru pro transdermální transport iontů skrze kůži. Stratum corneum je v předloktí tenká přibližně 40 mikrometrů a tvoří ji mrtvé buňky bez jádra, které jsou vsazeny do husté a vysoce organizované lipidové struktury. Vlhkost je zde udržována na 20 %. Toto složení a uspořádání zaručuje vodoodpudivost této vrstvy a současně tvoří málo průchodný transportní kanál pro ionty. To se odráží v její vysoké impedanci. Vysoká impedance této vrstvy je měřitelná na frekvencích pod 1kHz. Saturované lipidy ovlivňují také ve velké míře impedanci v této vrstvě. Tato vrstva je z pohledu impedance nejdůležitější.

Pod stratum corneum je umístěna další vrstva, tzv. živý epidermis. Její tloušťka se také liší dle umístění na lidském těle, a s výjimkou dlaní a chodidel dosahuje ca. 150 mikrometrů. Je složena z živých epitelových buněk, vlasových kořínků a mazových a potních žláz.

Vertikálně ji můžeme rozdělit do 4 částí, a sice stratum lucidum, stratum granulosum, stratum spinosum, a stratum basale. Nejsou zde žádné krevní vlásečnice. Protein tvoří 30 % objemu, lipidy cca. 15 % objemu a zbytek je voda. Má hydrofilní charakter. Impedance této vrstvy je tvořena rezistivní složkou mezibuněčné tekutiny, rezistivní složkou intrabuněčné tekutiny a kapacitní složkou buněčných membrán. Impedance této vrstvy je výrazně nižší než u stratum corneum, je závislá na frekvenci a má kapacitní charakter.

Pod živým epidermem se nachází vrstva dermis, která dosahuje tloušťky v rozmezí 500 až 2000 mikrometrů. Její vnější část je složena z vazebního kolagenu, elastických vláken, fibrocytů a základní substance, kterou chemicky tvoří voda, elektrolyty, polysacharidové a polypeptidové komplexy a plazmový protein. Většina krevních vlásečnic je umístěna právě zde. Čím více se vzdalujeme od přechodu epidermis – dermis, tím je síť krevních vlásečnic hustější. Obsah vody činí cca. 60 % objemu, což je velmi podobné jako u epidermu. Živý epidermis a dermis mají velmi podobné elektrické vlastnosti [16].

Vlasové kořínky mají trubkovitý kónický tvar a sahají zhruba 500 mikrometrů hluboko od povrchu kůže až k mazovým žlázám. Mazové žlázy produkují kožní maz, což je směs glycidů, vosku, lipidů a cholesterolu, a plní jím trubici vlasového kořínku. Kožní maz chrání kůži proti bakteriím, extrémní vlhkosti a ztrátě tepla.

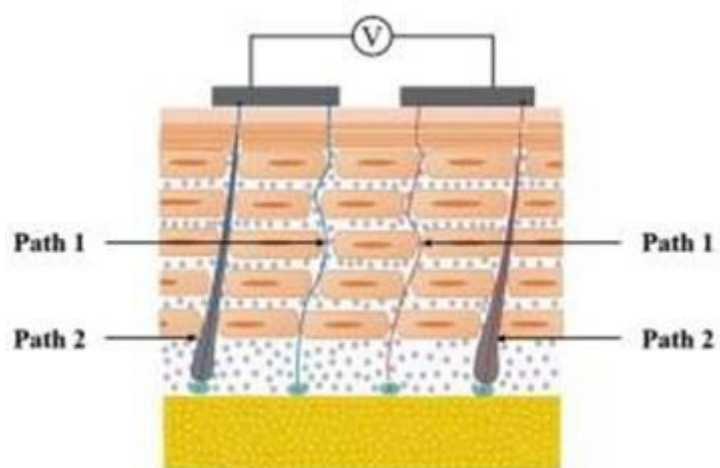
Potní žlázy naopak vylučují vodu a přispívají k tepelné regulaci těla. Jejich kořeny jsou umístěny ve spodní části dermis a jsou spojeny s povrchem kůže trubicí o průměru cca. 100 mikrometrů, která prostupuje všechny vrchní zde popsané vrstvy. Stěna trubice je schopna absorbovat vodu i elektrolyty. Kromě potních žláz jsou v kůži umístěny ještě další druhy žláz, které fungují podobně jako potní žlázy.

2.2 Fyzikální principy transportu materiálu skrze kůži

Studium transportních mechanismů nabitých iontů skrz kůži může pomoci k pochopení elektrických vlastností kůže. Transport iontů je podobný jako v prostředí bohatém na vodu. Hlavní rezistance je tvořena právě tímto prostředím, přičemž stahování a rozpínání krevních vlásečnic poskytuje určitou hybnou sílu a současně i zdroj iontů pro transportní proces. Další složku rezistance tvoří proteiny a buněčné membrány.

V lidské kůži existují dva typy dopravních cest, které umožňují transport iontů, viz Obr. 2.3. První typ prochází jednotlivými vrstvami přes lipidovou výplň mezi buňkami, přičemž největší elektrickou impedanci vytváří vrchní vrstva corneum strata, především z důvodu husté struktury této vrstvy a její hydrofobní charakteristice.

Druhý typ iontové dopravní cesty je tvořen potními žlázami, které představují transportní kanál pro elektricky nabití ionty. Nicméně tento transportní mechanismus není zatím podrobně prozkoumán.



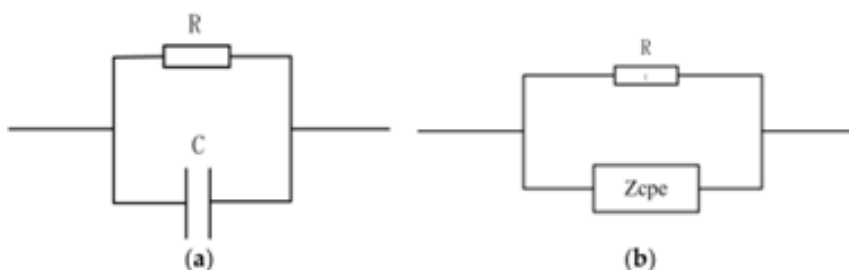
Obr. 2.3 Schéma dvou iontových transportních cest v dermis. Path 1 ukazuje cestu transportu přes lipidovou trasu. Path 2 reprezentuje cestu přes potní žlázy [2]

3. IMPEDANČNÍ MODEL KŮŽE

V principu existují dvě části elektrické vlastnosti kůže, a sice rezistance a kapacitance. Impedance kůže je tedy tvořena reálnou částí a imaginární částí. Číselná hodnota každé části impedance je určena strukturou a složením kůže. Vlasové kořínky a mazové žlázy vykazují rezistivní charakter, zatímco mezibuněčná lipidová bariéra má kapacitní charakter. V současnosti existují 2 modely impedance kůže - model konstantní fáze a vrstvený RC model. První reflektuje biologické vlastnosti kůže, druhý vychází z fyziologického vrstvení tkání.

3.1 Model konstantní fáze

Původní impedanční model kůže je obyčejný RC sériový nebo paralelní obvod, viz Obr. 3.1.



Obr. 3.1 Dva jednoduché impedanční modely kůže: a) původní RC model, b) vylepšený model kde kapacitní element je nahrazen elementem konstantní fáze. Tento vylepšený model zohledňuje biologické vlastnosti kůže [19]

Tento jednoduchý obvod však nemůže popsat komplexní vlastnosti kůže z pohledu elektrické impedance. Bylo proto navrženo zdokonalené schéma, nazvané model s konstantní fází (CPA), které zahrnuje element s konstantní fází Z_{cpe} . Tento element je přidán do schématu konvenčního RC modelu, a v jeho nejjednodušší variantě nahrazuje kapacitor, viz Obr. 3.1(b). Z_{cpe} představuje empirickou funkci běžně se vyskytující v obvodech impedanční spektroskopie a její matematické vyjádření je zobrazeno v rovnici (1)

$$Z_{cpe} = A(j\omega)^{-\alpha} \quad (1)$$

Z_{cpe} představuje pseudokapacitor, A je konstanta reprezentující velikost kvazikapacitní impedance. Z_{cpe} je čistě kapacitní, když $\alpha=1$ a čistě rezistivní, když $\alpha=0$. α je parametr, který je blízce příbuzný vlastnostem kůže, jako je např. obsah vody. Pro běžnou lidskou kůži má parametr α hodnotu kolem 0,8 [17]. Zvláštním případem je situace, kdy má α hodnotu 0,5, jak

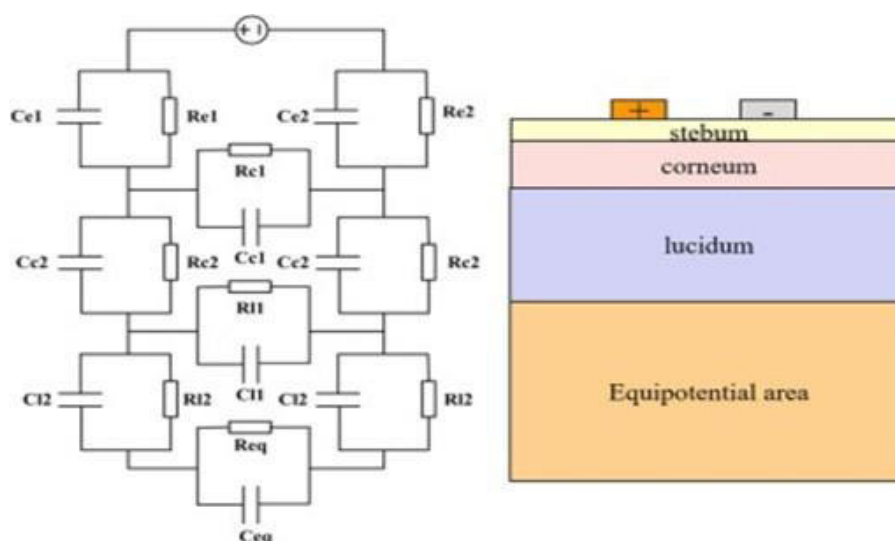
ukazuje rovnice (2). V tomto případě mluvíme o tzv. Warburg elementu Z_w , a je používán v situacích, kdy se kůže silně potí, popř. má velmi velký obsah vody [18].

$$Z_{cpe} = A(j\omega)^{-0,5} \quad (2)$$

Kůže jako součást živého organismu je tvořena velkým množstvím živých buněk. CPA model je schopen redukovat chyby způsobené disperzním efektem buněčných membrán, popř. nehomogenitou elektrod a kůže. Data získaná za použití CPA modelu jsou daleko blíže křivce změřeného impedančního spektra než při použití jednoduchého RC modelu. CPA model je založen na tradičním RC modelu, kdy sice bere do úvahy biologickou podstatu lidské kůže, ale nezohledňuje její vrstvení. Biologické a chemické vlastnosti každé vrstvy kůže nejsou stejné, kůže je anisotropická. Proto ani model s konstantní fází není schopen přesně popsat elektrické vlastnosti kůže.

3.2 RC vrstvený model

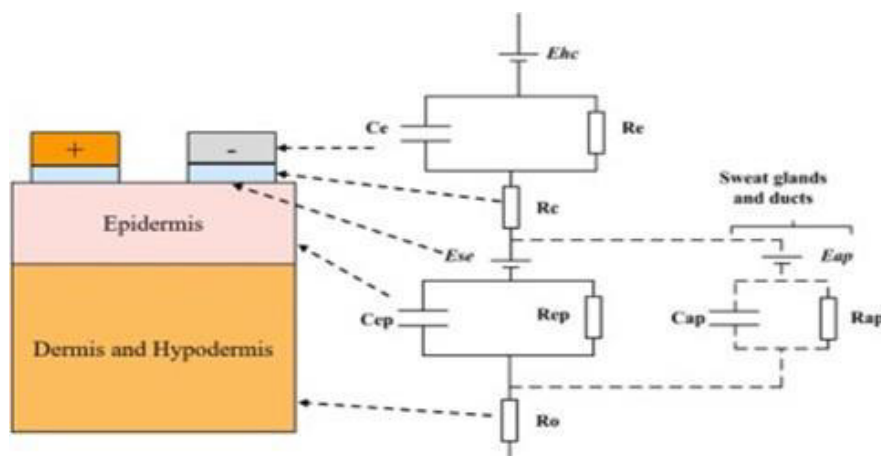
Tak jak vědci poznávali více a více mikroskopickou strukturu lidské kůže, navrhli RC vrstvený model impedance, viz Obr. 3.2.



Obr. 3.2 Ekvivalentní model lidské kůže z pohledu měření impedance, který zohledňuje vrstvenou podstatu lidské kůže, jak vertikální směr přes jednotlivé vrstvy, tak i horizontální směr v rámci jednotlivých vrstev [4]

Elektrody pro její měření jsou v asymetrickém uspořádání, a tvoří měřicí pole. Impedance je měřena jak ve vertikální rovině, tak i v horizontální rovině kůže. Navíc je v tomto modelu zohledněna impedance přechodu elektroda/kůže. Obr. 3.3 ukazuje zdokonalený model, který

zohledňuje jak vrstvení kůže, tak i existenci vodivých kanálů napříč jednotlivými vrstvami, tedy potních a mazových žláz.



Obr. 3.3 Ekvivalentní model lidské kůže z pohledu měření impedance, který zohledňuje jak vrstvenou podstatu lidské kůže, tak i existenci vertikálních mikrotubusů, souvisejících s potními a mazovými žlázami [5]

Kůže může být pro zjednodušení rozdělena do 3 vertikálních uniformních vrstev. Rozdílné hodnoty impedance z těchto vrstev odráží specifické vlastnosti a změny kůže v každé vrstvě. Nicméně počet elementů a neznámých parametrů je u tohoto modelu daleko větší, než u předchozích modelů RC a CPA, což klade velké nároky na výpočetní kapacitu a zpracování dat. Navíc základní elementy tohoto vrstveného modelu jsou RC články spojené paralelně, což nezohledňuje biologické chování kůže, jako např. disperzní efekt buněčných membrán. Žádná vrstva není uniformní, stejně tak i povrch elektrod, což by vedlo i k neuniformní proudové hustotě.

Pokud se zkombinuje koncept RC vrstveného modelu, a koncept CPA, vytvoří se model, který reflektuje jak vrstvenou povahu lidské kůže, tak i její biologické vlastnosti. V RC vrstveném modelu se nahradí C element Z_{cpe} elementem tak, aby kompenzoval rozdíly v difuzi. Protože je tento model velmi náročný na výpočet, provádí se následující zjednodušení:

- 1.) sloučí se živý epidermis s dermisem, protože jsou jejich elektrické vlastnosti velmi podobné
- 2.) Z_{cpe} se nahradí Z_w [6], [7]

4. ELEKTRODY PRO MĚŘENÍ IMPEDANCE KŮŽE

Impedance při měření má charakteristiku slabého signálu s velkými interferencemi a nízkým poměrem signálu k šumu. Signál, který měříme, zahrnuje také impedanci přechodu elektroda – kůže. Z tohoto důvodu je zásadně důležité vybrat elektrodu z hlediska materiálu, typu a geometrie.

4.1 Typy elektrod

Rozlišujeme mezi vlhkými a suchými elektrodami. Oba typy představují transduktory, které převádí iontový proud v kůži na elektrický proud v elektrodě.

Vlhké elektrody jsou nepolarizovatelné elektrody a mohou být rozděleny do dvou typů: gelové elektrody a elektrolytické elektrody. Gelové elektrody, především elektrody na jedno použití typu Ag/AgCl, jsou jednoduché z pohledu obsluhy, cenově dostupné, s dobrým kontaktem s kůží a velmi dobrou vodivostí. Vlhké elektrody mají i své nevýhody – mění elektrické vlastnosti kůže tím, že transportují ze svého povrchu ionty do kůže, a také zvlhčují vrchní část kůže. Navíc při delším měření se kontakt s kůží zhoršuje kvůli akumulaci potu a mazu, gelová vodivost se tedy zhoršuje. Z výše uvedeného jsou vlhké elektrody vhodné pro jednorázové a krátké měření.

Suché elektrody jsou polarizovatelné elektrody, a to kvůli velké kontaktní kapacitanci. Jsou to elektrody na bázi kovů, které jsou upevněny ke kůži přímo, bez použití gelu. Bez gelu však není zaručen dokonalý kontakt s kůží, protože se vytváří mezi elektrodami a kůží vzduchová vrstva dielektrika, která významně zvyšuje impedanci. Impedance přechodu elektroda – kůže velmi závisí na aplikovaném přítlaku a vlhkosti. Vysoký přítlak a zvýšená vlhkost tuto nechtěnou impedanci přechodu zmenšuje. Nicméně vlhkost se může měnit akumulací potu a mazu. Suché elektrody jsou vyrobeny z tvrdého materiálu, a poměrně obtížně se fixují k lidské kůži. V poslední době je snaha vyrobit suché elektrody z flexibilních materiálů, jako např. polyimidů nebo textilu [20].

Navíc se v poslední době objevily nové typy elektrod, jako např. elektrody podobné tetovacím jehlám a elektrody podobné lidské kůži, které se zdají být velmi vhodné pro detekci biologických signálů. Tyto měkké elektrody poskytují lepší kontakt s kůží a jsou pohodlné pro dlouhodobé aplikace. V aplikacích, jako je neinvazivní monitorování chorob za použití měření impedančního spektra se dá předpokládat používání právě těchto měkkých elektrod [2], [10], [12].

4.2 Materiály elektrod

Materiál elektrod je podstatný pro selektivitu a citlivost systému pro měření impedance. Volba materiálu závisí na účelu použití, ekologičnosti materiálu, komplexnosti výroby

a jeho ceně. Kvůli efektivitě výroby se používá pro elektrody pouze jeden typ materiálu. V aplikacích měření elektrofyziologického signálu se jako materiály používají Ag/AgCl, Au, kovové nanomateriály a karbonové nanomateriály.

4.2.1 Ag/AgCl

Tyto elektrody jsou široce používány v detekci biologických signálů kvůli jejich nízké ceně, jednoduchému a zvládnutému výrobnímu procesu, stabilním chemickým vlastnostem a nízkému kompenzačnímu napětí. Pokud není definován speciální požadavek na rozměry, jsou tyto elektrody preferovány pro měření elektrofyziologických signálů. Forma těchto elektrod se může lišit dle aplikace a mohou být ve formě suchých elektrod, jednorázových vlhkých elektrod, nebo elektrolytických elektrod [8].

4.2.2 Au

Elektrody ze zlata mají výhodu stabilních chemických vlastností, výborné biokompatibility a výborné vodivosti. Protože se jedná o drahý kov, jsou z cenových důvodů využívány především u mikroelektrod. Mají dobrý kontakt s kůží a jsou proto používány ve formě tenkých plátů nanesených na flexibilním substrátu, jako např. polyimid nebo tenký silikon. [9].

4.2.3 Nanomateriály

Nanomateriály jsou často používány v senzorech pro fyziologická měření z důvodu velké kontaktní plochy, dobré konektivity a vodivosti. Většinou se používají kovové nanočástice a karbonové nanočástice [10], [11].

Kovové nanočástice a nanodráty jsou často používány ve formě suchých elektrod. AgNW zatavené do polydimethylsiloxanu jsou vysoce roztahné a mají vodivost 5000 S/cm při 50% tahové deformaci. Pokud je kůže v klidu, jsou výsledky podobné, jako při použití Ag/AgCl elektrod. Pokud je kůže v pohybu, jsou výsledky těchto elektrod lepší.

Karbonové nanotrubičky (CNT) mají dobrou mechanickou pevnost, dobrou vodivost, nízkou cenu a dají se masově vyrábět. Karbonové nanotrubičky se dají přidat do polymerové matrice, a tím se stane výsledný materiál měkčí a vodivější. Vysoká koncentrace karbonových nanočástic má velkou plochu, což zlepšuje kvalitu získaného signálu. Experimenty prokázaly velmi dobrou vodivost i při 45% tahové deformaci.

Dále bylo zjištěno, že pocení a dlouhodobé nošení téměř nezhoršuje jejich detekční vlastnosti. Kůže také nevykazovala žádnou alergickou reakci na 7denní test toxicity [21].

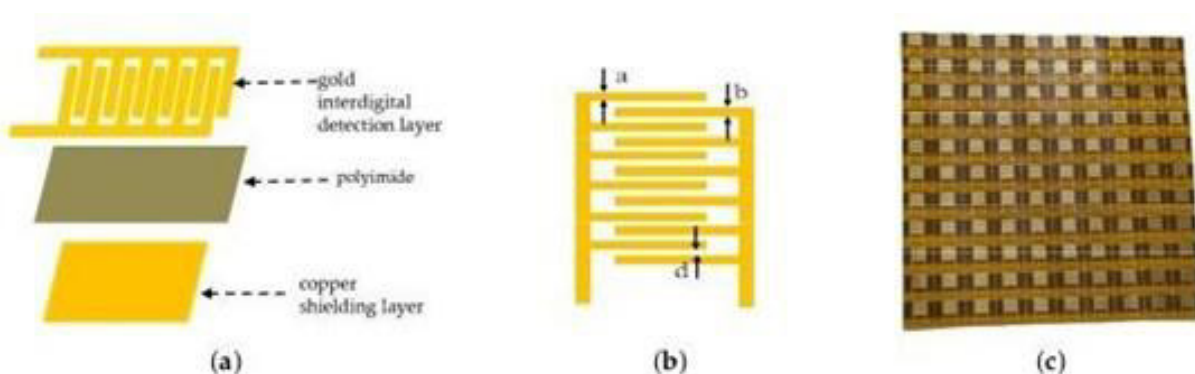
Je třeba zde uvést, že při používání nanomateriálů existuje ve spojitosti s živou tkání vždy potenciální nebezpečí. Nanomateriály mohou zhoubně zasahovat do běžné struktury tkání a orgánů kvůli své velikosti a tvaru, které se blíží velikosti buněčných komponent.

Elektrody pro měření impedance jsou však na kůži připevněny neinvazivně a předpokládá se, že takové použití velmi málo zasahuje do fyziologie tkáně.

4.3 Velikost a geometrie elektrod

Speciálně v mikroskopické oblasti určuje velikost a tvar elektrod efektivní kontaktní plochu, odstup signálu od šumu a citlivost. Geometrie a velikost elektrody ovlivňuje hloubku a intenzitu elektrického pole. Tvar elektrod pro měření impedance může být obdélníkový, kruhový, ve tvaru spirály, ve tvaru prokládaných proužků, viz Obr. 4.1, nebo koncentrických kruhů, popř. mezikružít.

Obdélníkové a kruhové elektrody se používají při makroaplikacích, zatímco ostatní druhy při mikroaplikacích. Spirálové elektrody a elektrody s prokládanými proužky jsou navrženy tak, aby měly co největší plochu. Koncentrické kruhové elektrody mohou být ve tvaru matrice, což je výhodné z hlediska volby oblasti měření na lidském těle bez nutnosti elektrody posouvat [13], [22].



Obr. 4.1 (a) Struktura flexibilní zlaté mikroelektrody ve tvaru prokládaných proužků , (b) důležité rozměry této mikroelektrody, (c) matrice sestavená z jednotlivých mikroelektrod [13]

Při makroaplikacích je velikost obdélníkových a kruhových elektrod tak velká, že není možné pomocí nich měřit impedanci v jednotlivých vrstvách. Pro tyto účely se převážně používají spirálové mikroelektrody a elektrody s prokládanými proužky, které se svou velikostí přibližují tloušťce jednotlivých vrstev kůže.

Bylo prokázáno, že distribuce elektrického pole je závislá na velikosti elektrod a jejich vzájemné pozici. Speciálně u elektrod s prokládanými proužky má poměr šířky proužků a jejich vzájemný odstup zásadní vliv na citlivost měření, zatímco délka proužků má vliv

na dosažený odstup signál/šum. Funkce elektrod s prokládanými proužky je založena na vytváření periferního elektrického pole na okrajích sousedících proužků (fringing electric field). Při zvětšování odstupu proužků je elektrické pole distribuováno do větší hloubky a hustota elektrické energie se zmenšuje.

Elektrické pole elektrod s prokládanými proužky bylo simulováno v programu QuickField [4]. Bylo zjištěno, že elektrické pole je především soustředěno v oblasti mezi sousedními proužky. Z tohoto důvodu musí být odstup proužků navržen s ohledem na velikost a umístění vrstvy kůže, ve které bude měřena konkrétní impedance. Tyto elektrody jsou tedy velmi vhodné pro měření vlastností vícevrstvých materiálů, tedy i lidské kůže, bez jakéhokoliv poškození.

Elektrody, jejichž šířka proužků není stejná, se nazývají nesymetrické. Pokud je poměr šířky dvou sousedních proužků roven 3 a více, je výsledné pole o 30 % silnější než při symetrickém uspořádání. Dále bylo zjištěno, že 80 % elektrického pole proniká do hloubky, která je číselně rovna odstupu proužků. Z toho vyplývá, že rozměry a geometrie elektrod mají zásadní vliv na experimentální výsledky, pokud se pohybují rozměry elektrod na mikrourovni.

Souhrnně řečeno, různé elektrody mají velmi rozdílné vlastnosti. Do budoucna je zde velký potenciál pro tzv. multisenzorovou metodu, kdy se současně měří impedance kůže a jiné parametry lidského těla nositelnými elektrochemickými senzory. Senzory pro měření impedance kůže mohou poskytovat údaje pro kalibraci těchto jiných elektrochemických senzorů.

5. METODY A SYSTÉMY MĚŘENÍ IMPEDANCE KŮŽE

Elektrochemická impedanční spektroskopie (EIS) provádí měření impedance kůže v rozmezí frekvencí od 100 Hz až po 1 MHz v závislosti na místě a účelu měření, použitých elektrodách a měřícím přístroji.

Měřicí systém pro měření impedance kůže se dle výše uvedeného skládá ze 3 částí: místa měření, měřících elektrod a měřícího přístroje. Měřicí systém musí poskytovat stabilní signál, musí být dostatečně citlivý na měřenou veličinu a musí umožňovat požadované zesílení signálu a jeho úpravu tak, aby byl dosažen požadovaný výsledek. Místo detekce je většinou určeno buď dle experimentu, který se provádí, nebo tak, aby bylo měření co nejjednodušší z pohledu snadného přístupu - např. boční část předloktí. Počet elektrod, druh a jejich rozmístění určuje účel a cíl měření.

5.1 Metody měření impedance

V principu existují čtyři základní rozmístění elektrod pro měření impedance kůže, které zahrnují čtyřelektrodové uspořádání, dvouelektrodové uspořádání, třielektrodové uspořádání a jehlovou elektrodu [8].

Čtyřelektrodové uspořádání se používá pro biologické měření impedance a obsahuje dvě budící elektrody a dvě detekční elektrody uspořádané dle Obr. 5.1(a). Tato metoda je vhodná pro měření impedance v širokém rozsahu měřících frekvencí a je schopna redukovat vliv kontaktní impedance elektrod. Kromě toho je tato metoda jediná vhodná pro měření impedance kůže mezi dvěma body. Pokud je měřená oblast dostatečně malá, pak mohou být budící elektrody a detekční elektrody sloučeny do dvouelektrodového uspořádání, viz Obr. 5.1(b).

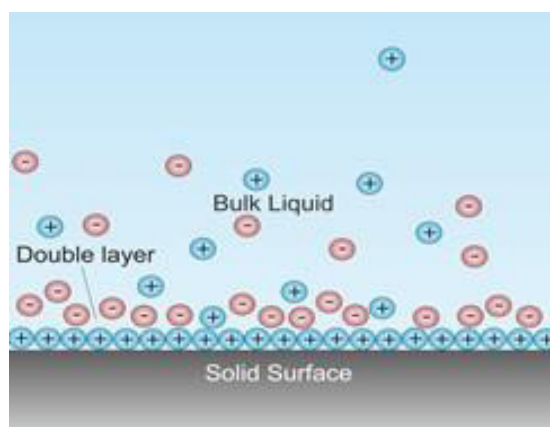
Dvouelektrodové uspořádání je tedy zjednodušená forma čtyřelektrodového uspořádání. Ve dvouelektrodovém uspořádání pak přináší nejlepší výsledky použití asymetrických elektrod s prokládanými proužky kvůli lepšímu průniku elektrického pole do jednotlivých vrstev kůže.

Třielektrodové uspořádání ukazuje Obr. 5.1(c). Je to zjednodušený model a zohledňuje pouze rezistivní vlastnosti kůže. E_a , E_b a E_c reprezentují jednotlivé elektrody v bodech A, B a C. R_a , R_b a R_c reprezentují rezistance v epidermis. R_1 je rezistance pod epidermis mezi body B a C, zatímco R_2 je rezistance v hypodermisu mezi body A a B, přičemž tkáň pod epidermis je definována jako celý dermis a pokožní tkáň. R_{ab} , R_{bc} a R_{ac} představují detekovatelnou rezistanci vždy dvou elektrod ze tří. Rezistance v cílovém místě měření může být stanovena na základě změřených hodnot R_{ab} , R_{bc} a R_{ac} dle vzorce (3)

5.2 Vliv rozhraní elektroda – elektrolyt na měření

Vlhká elektroda má někdy také označení nepolarizovatelná elektroda. Tato elektroda je v přímém styku s měřeným vzorkem přes elektrolyt, ať již úmyslně nanesený na elektrodu, nebo tvořený vzorkem samotným, v případě kůže např. pocením kůže nebo vylučováním kožního mazu a jiných zbytkových látek kůží.

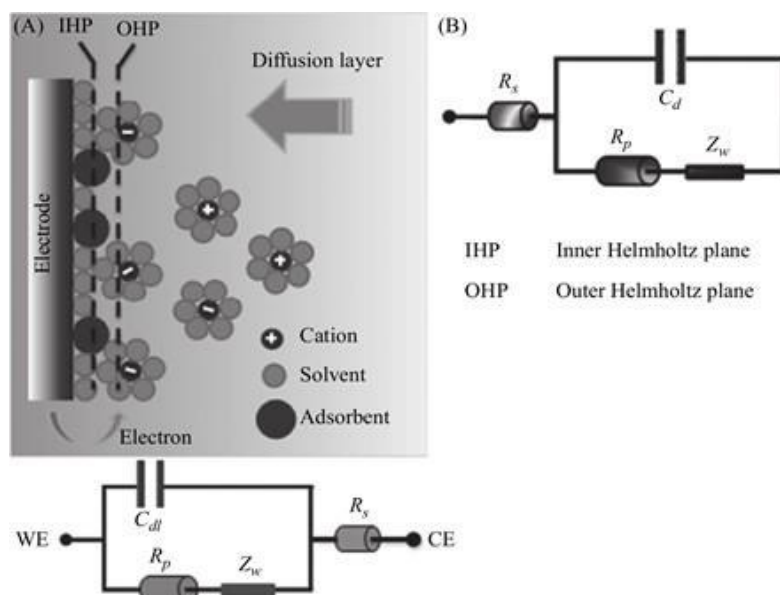
Pokud je taková elektroda nebo jiný elektricky nabitý předmět ponořen do roztoku s elektrolytem, nastanou chemické reakce, které vytvoří nábojovou nerovnováhu mezi kovem a elektrolytem. Volné ionty v elektrolytu se díky této nerovnováze začnou přesouvat směrem k elektrodě tak, aby tuto nábojovou nerovnováhu vykompenzovaly. Tento jev je znázorněn na Obr. 5.2 na styku záporně nabitého minerálu s elektrolytem.



Obr. 5.2 Schéma vzniku dvojvrstvy (electrical double layer - EDL) v roztoku elektrolytu na rozhraní s negativně nabitým povrchem pevné minerální látky. Modré kruhy představují kladně nabité kationty, červené kruhy představují záporně nabité anionty elektrolytu [23]

Kladně nabité ionty z Obr. 5.2 pokryjí povrch elektrody a vytvoří na ní téměř souvislou adsorbční vrstvu. Tato vrstva kladně nabitých iontů následně k sobě začne přitahovat záporně nabité ionty z elektrolytu. Vytvoří se zde druhá vrstva, která částečně elektricky odstiňuje vrstvu první. Tato druhá vrstva je volně rozptýlena v blízkosti vrstvy první a sestává se z volných, částečně se pohybujících iontů, na které působí jednak elektrické pole první vrstvy, jednak termální pohyb elektrolytu. Nastává vznik tzv. dvojvrstvy (electrical double layer - EDL), která zásadním způsobem ovlivňuje způsob průchodu elektrického proudu.

Při průchodu elektrického proudu vykazuje rozhraní elektrody a elektrolytu specifické vlastnosti. Je to dáno tím, že na tomto rozhraní probíhá konverze iontové vodivosti elektrolytu na elektronovou vodivost elektrody. Dále zde existuje výše popsáná dvojvrstva EDL, která také výrazně ovlivňuje průchod elektrického proudu. Pro zjednodušení bude nyní uvažován styk pouze jedné kovové elektrody s kapalným elektrolytem tak, jak je to uvedeno na Obr. 5.3.

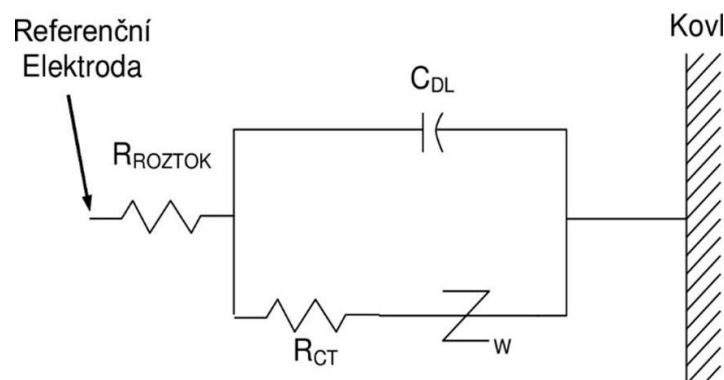


Obr. 5.3 Rozhraní elektroda - elektrolyt v případě, že je elektroda připojena k zápornému potenciálu (A). Rozhraní může být modelováno náhradním obvodem (B) [24]

Průtok elektrického proudu rozhraním elektroda-elektrolyt je tvořen dvěma složkami. První složka se označuje jako nefaradická, druhá jako faradická. Nefaradická složka je tvořena proudem, který protéká dvouvrstvou EDL, tedy z elektrického hlediska kondenzátorem. Na Obr. 5.3 (B) je tato složka představována kapacitorem C_d . Faradická složka je způsobena transferem elektronů na základě chemické reakce na rozhraní elektroda-elektrolyt. Je tvořena dvěma částmi, tzv. polarizační rezistancí R_p (rezistance přenosu náboje mezi iontem a elektrodou), a Warburgovou impedancí Z_w , která představuje nelineární část impedance a závisí na elektrochemickém ději na rozhraní elektroda-elektrolyt. Poslední část celkové impedance z Obr. 13 představuje vlastní rezistanci roztoku R_s , do kterého je elektroda ponořena. Jak bude ukázáno dále, v případě lidské kůže je situace o to komplikovanější, že tato složka R_s nemá pouze rezistivní charakter

Matematické vyjádření náhradního modelu impedance přechodu elektroda - elektrolyt včetně rezistance roztoku je dáno rovnicí (4) a Obr. 5.4 [25]

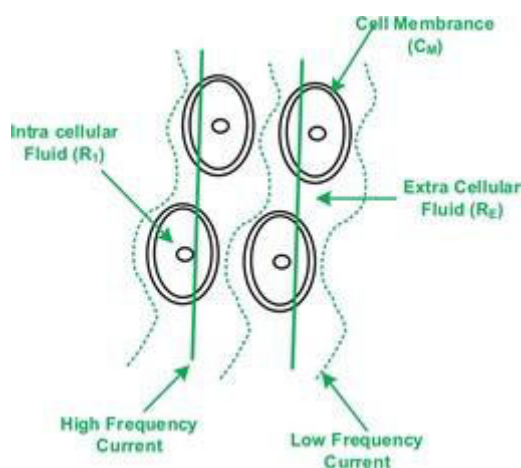
$$Z(j\omega) = R_{roztok} + \frac{1}{1j\omega C_d} \parallel |R_{ct} + \sigma\omega^{-\frac{1}{2}} + j\sigma\omega^{-\frac{1}{2}} \dots \quad (4)$$



Obr. 5.4 Model impedančního rozhraní elektrody [25]

C_{DL} vyjadřuje kapacitu dvojvrstvy, která vzniká přímo u povrchu elektrody, R_{CT} představuje odpor přenosu náboje iont-elektroda a R_{ROZTOK} je reálný odpor roztoku mezi elektrodami. Poslední dva členy rovnice představují Warburgovou impedanci. Zvláštní na ní je to, že nejen její imaginární část, ale i její reálná část se mění s frekvencí, což ve světě elektrotechniky není obvyklé.

U rozhraní elektroda - kůže a při použití vlhké, tedy nepolarizovatelné elektrody musí být zohledněna jak přítomnost nefaradické, tak i faradické složky tohoto rozhraní. Lidská kůže nebude představovat pouze ohmický odpor R_{ROZTOK} , jak tomu bylo v případě rovnice (4), nýbrž další komplexní impedanci. Toto je vysvětleno na Obr. 5.5.

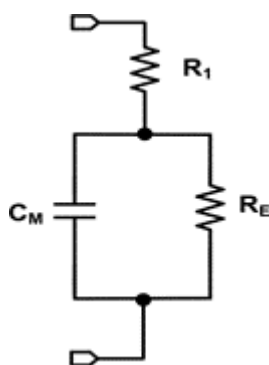


Obr. 5.5 Proud protékající lidskou kůží [26]

Je zde zobrazen proud uvnitř tkáně kůže při přiloženém střídavém napětí. Jak již bylo zmíněno v úvodní části této práce, z elektrického pohledu tkáň kůže vytváří jak rezistivní, tak i kapacitní složku impedance. Kapacitance je způsobena jevy souvisejícími s buněčnou membránou, zatímco rezistance je způsobena vodou, ať již intrabuněčnou, nebo extrabuněčnou. Buněčná membrána je tvořena vrstvou nevodivého lipidového materiálu,

kteřá je z obou stran obklopena vodivými vrstvami proteinových molekul. Vysoká reaktivní složka impedance kůže indikuje obecně zdravý stav buněčné membrány. Celá tato struktura (buněčná membrána, lipidová vrstva a dvě proteinové vrstvy) se chová jako kapacitor. Na vysokých frekvencích protéká proud intrabuněčně i extrabuněčně, to znamená protéká jak přes buňky, které představují kapacitní prvek, tak i přes mezibuněčnou kapalinu, která vykazuje rezistanci. Na nízkých frekvencích protéká proud pouze extrabuněčně, tedy přes část, která vykazuje pouze rezistanci.

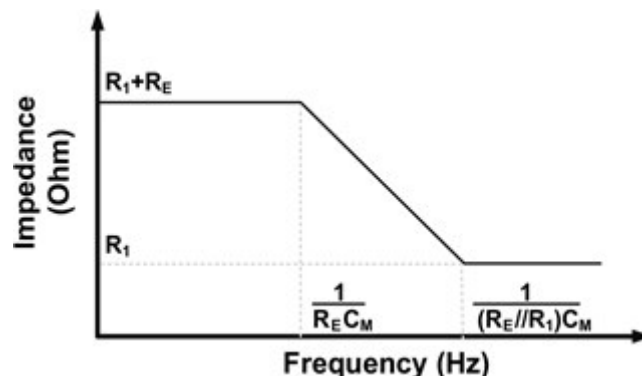
Náhradní model impedance tkáně kůže ukazuje Obr. 5.6. Rezistory R_1 a R_E reprezentují efekty způsobené intrabuněčnou nebo extrabuněčnou tekutinou a kapacitor C_M reprezentuje kapacitanci způsobenou membránami buněk. Pro jednoduchost je zde uvažován pouze jednovrstvý model kůže.



Obr. 5.6 Elektrický náhradní obvod tkáně kůže [26]

Na vysokých frekvencích teče proud jak intrabuněčnou, tak i extrabuněčnou tekutinou. To znamená, že prochází přes buněčnou membránu. Na nízkých frekvencích dosahuje kapacitance buněčné membrány tak vysokých hodnot, že proud teče jen extrabuněčnou tekutinou. Na nízkých frekvencích je impedance rezistivní a relativně vysoká a na vysokých frekvencích má jak rezistivní, tak i kapacitní část. Kůže na různých částech těla vykazuje mírně různý poměr těchto složek impedance. Stejně tak se může lišit i kůže zdravá od kůže nemocné.

U průměrného typu kůže je typická hodnota rezistoru R_E 8 k Ω , a typická hodnota kapacitoru C_M 1500 pF [26]. Hodnota frekvence, od které se začíná projevovat vliv kapacitance buněčné membrány, je u uvedeného náhradního obvodu přibližně 13 kHz. Frekvenční charakteristika takového náhradního obvodu je pak na Obr. 5.7.

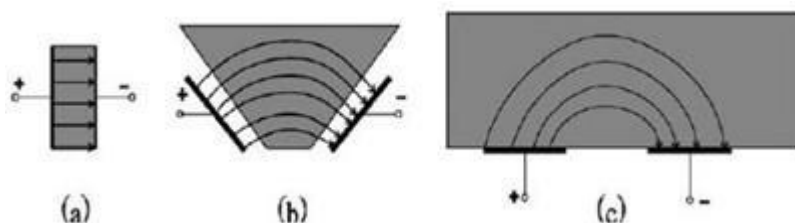


Obr. 5.7 Frekvenční charakteristika elektrického náhradního obvodu tkáně kůže [26]

Na základě výše uvedeného je zřejmé, že rozhraní vlhká elektroda – kůže, která vytváří elektrochemický článek elektroda – elektrolyt, představuje komplexní celek, který bude výrazným způsobem ovlivňovat měření vlastní impedance kůže. Na rozdíl od vlhké elektrody suchá elektroda toto rozhraní nevytváří. Jak bude ukázáno dále, u této elektrody nedochází k chemickým reakcím s elektrolytem, a to z toho důvodu, že není s elektrolytem galvanicky spojena. Další její výhodou je možnost takovou elektrodu použít i pro trvalejší kontakt s kůží, tedy v aplikacích s nositelnými senzory. Použití takové elektrody má oproti vlhké elektrodě i své nevýhody. Suchá elektroda v porovnání s vlhkou elektrodou není vhodná ve svém jednoduchém provedení pro měření impedance kůže tam, kde je potřeba změřit velikost impedance kůže s velkou přesností.

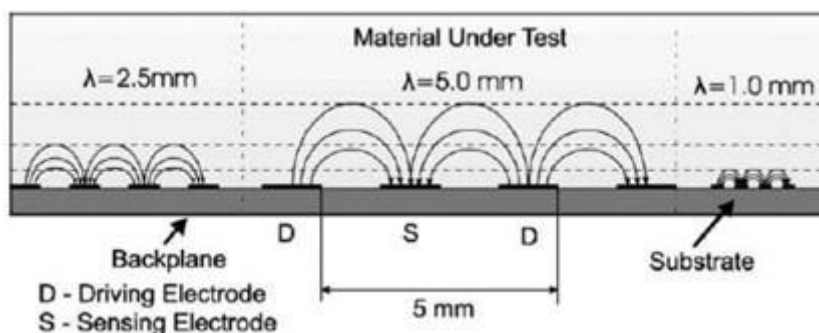
5.3 Elektroda s prokládanými proužky

Elektroda s prokládanými proužky používá stejný pracovní princip jako senzor s paralelními deskami. Jediný rozdíl je v tom, že pro skenování daného materiálu se používá periferní elektrické pole na okrajích sousedících proužků senzoru (Fringing field). Obr. 5.8 ukazuje přechod od senzoru s paralelními deskami k senzoru s prokládanými proužky.



Obr. 5.8 Senzor (elektroda) používající okrajové pole (Fringing field) může být viděn jako (a) senzor s paralelními deskami jehož (b) desky (elektrody) se rozevrou tak, aby (c) umožnily měření testovaného objektu pouze z jedné strany [27]

Siločáry elektrického pole pronikají u planární elektrody s prokládanými proužky do materiálu pouze z jeho jedné strany, a sice do hloubky, která odpovídá odstupu proužků s opačnou polaritou. Hloubka vniku je definovaná jako hloubka, přes kterou se uzavírá 90% všech siločar elektrického pole. Jinými slovy pokud je označen odstup dvou proužků patřících jedné elektrodě jako λ , pak hloubka vniku bude odpovídat hodnotě $\lambda/2$ - viz Obr. 5.9. Tento parametr je považován za kvazistatický a nezávislý na frekvenci. Je závislý pouze na geometrii elektrody.

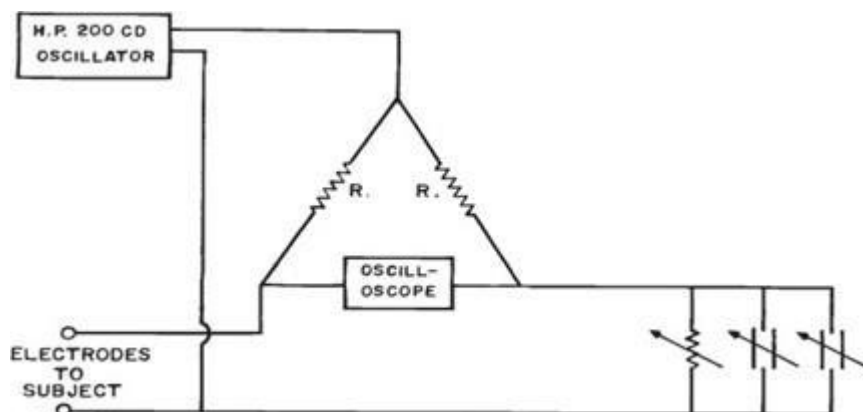


Obr. 5.9 Hloubka vniku periferního elektrického pole senzoru (Fringing field) $\lambda/2$, který je závislý na parametru odstupu dvou proužků se stejným potenciálem λ [27]

Využití efektu periferního elektrického pole u planární elektrody s prokládanými proužky přináší několik výhod. Možnost přístupu k měřenému objektu z jedné strany umožňuje druhou stranu využít pro zachycení vlhkosti, plynů popř. jiných chemikálií, které by jinak mohly ovlivnit měřený objekt. Je to také řešení pro všechny případy, kdy měřený objekt není přístupný z druhé strany - např. kůže, pokud nemá být porušena její integrita. Také možnost kontroly hloubky vniku při použití víceelektrodoých snímacích systémů s rozdílným odstupem proužků se jeví jako velmi zajímavé. Při měření je však třeba zohlednit i nevýhody takové koncepce. Jedná se především o jev, kdy elektrické pole vystupuje z elektrod nejen do měřeného objektu, ale i na opačnou stranu. Jedním z řešení tohoto problému je použít takový substrát elektrody, který tyto siločáry na opačné straně absorbuje natolik, že ze substrátu do okolního prostředí vůbec nevystoupí.

5.4 Systémy pro měření impedance kůže – elektronika

Neautomatizované měřicí pracoviště z 60 let bylo založeno na komparační metodě za použití H můstku [29] tak, jak je znázorněno na Obr. 5.10



Obr. 5.10 Obvod pro měření impedance kůže typický pro 60 léta minulého století [23]

Audiooscilátor zajišťoval generování napětí proměnné frekvence v rozsahu do 2 V. Toto napětí bylo přiváděno na H můstek, jehož jedna spodní větev byla tvořena elektrodami připojenými na kůži, a druhou spodní větev tvořil náhradní ekvivalentní obvod impedance kůže, tvořený proměnným rezistorem a kapacitorem. V příčné větvi byl připojen osciloskop, který sloužil jako indikační prvek pro nastavování hodnoty rezistoru a kapacitoru ve větvi s náhradním ekvivalentním obvodem. Jakmile byla tímto způsobem nastavena rovnováha v příčné větvi, hodnota nastavených prvků náhradního ekvivalentního obvodu odpovídala impedanci soustavy elektroda-kůže. Jako elektrody byly použity 2 disky z nerezové oceli s průměrem 2 cm, umístěné na kůži a vzdálené od sebe 2 cm.

V roce 1990 byl systém pro měření impedance kůže konstruován následovně: Základem byl počítač Macintosh se SW labVIEW, který generoval signály v rozsahu od 1 Hz až do několika kHz. Elektrický obvod zahrnoval rezistor $2\text{ M}\Omega$ v sérii s kůží. Sinusový proud kůží zůstal konstantní s hodnotou ca. 0,2 mikroampéru. Během měřicí periody bylo nasamplováno 8 až 10 frekvencí.

6. PRAKTICKÁ ČÁST

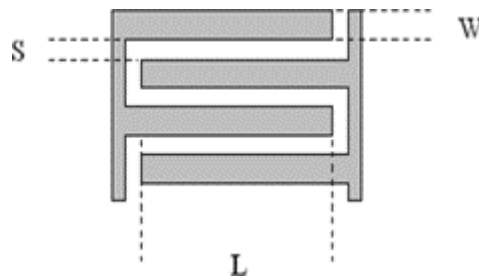
Praktická část se zabývá návrhem funkčního vzorku měřiče impedance, volbou typu elektrody, jejím návrhem, volbou měřící elektroniky, a vlastním provedeným měřením impedance kůže. Z předchozí teoretické části je patrné, že pro měření impedance kůže existuje velmi velké množství variant. Rozhodnutí, kterou variantu použít, se odvíjí především od typu použitých elektrod, jejich umístěním na těle, účelu měření impedance kůže, zda se impedance kůže měří jednorázově v laboratorních podmínkách, nebo naopak dlouhodobě s přechodně-trvalým umístěním na kůži (wearable application) atd.

Na základě výše uvedené teoretické části a po konzultaci s vedoucím práce byla zvolena pro praktickou část suchá elektroda, a sice planární elektroda s prokládanými proužky. Pro účely této práce výhody suché elektrody převažují nad jejími nevýhodami. Planární elektroda umožňuje měření impedance kůže neinvazivní metodou, která vzhledem k podmínce neporušit integritu kůže při měření tuto zásadu splňuje. Planární elektroda s prokládanými proužky se jeví jako velmi praktická i z pohledu konstantní geometrie soustavy dvou vodičů elektrody a kůže. Určitou nevýhodou je zde to, že je třeba použít takovou velikost elektrody, která je z pohledu manipulace a připevnění na lidskou kůži v běžných podmínkách použitelná. Z tohoto důvodu byly vyloučeny elektrody s rozměry v řádu stovek mikrometrů.

Po konzultaci s vedoucím práce byl zvolen pro výrobu elektrody základní dielektrický materiál typ FR4. Pro trvalé připevnění na kůži není takové provedení vzhledem k tuhosti materiálu FR4 optimální, vhodnější je použití ohebného substrátu. Naopak pro potřeby této práce je tuhý substrát výhodou, neboť zajišťuje vysoký přítlak ke kůži v celé ploše u měření, jejichž délka nepřekročí několik minut. Jako vodivá vrstva byla nadefinována měď s tloušťkou 35 mikrometrů s galvanickým pozlacením povrchu.

6.1 Návrh elektrody

Suchá elektroda musí mít co největší kapacitanci, neboť právě kapacitance suché elektrody umožňuje průchod AC proudu do kůže. Toto musí být zohledněno při geometrickém návrhu suché elektrody. Na druhou stranu musí být stanoveny rozměry elektrody s přihlédnutím k praktické možnosti provedení měření. Základní tvar elektrody bude z tohoto důvodu čtvercový, s $N = 4$, kde N je počet prokládaných proužků a s celkovou plochou elektrody 100 mm^2 , viz Obr. 6.1. Z toho vyplývá délka proužku $L=10 \text{ mm}$. Pokud by byla zvolena stejná šířka mezery S jako je šířka proužku W , vycházel by jejich jednotný rozměr $S = W = 1,428 \text{ mm}$.



Obr. 6.1 Elektroda se 4 prokládanými proužky. S vyjadřuje odstup proužků, W je šířka proužku a L je délka proužku [28]

Elektroda bude provozována během měření jako suchá elektroda, bez přítomnosti elektrolytu na styku elektroda – kůže. Jedna sada elektrod bude na povrchu izolována nevodivým lakem, jedna sada bude bez izolačního laku a suchost elektrody bude zajištěna podmínkami měření. Aby byla ponechána možnost srovnání měření mezi suchým typem elektrody a vlhkým typem elektrody, bude navržena geometrie této elektrody tak, aby případná kapacita izolační dvojvrstvy při srovnávacím měření vlhkou elektrodou dosáhla maximální možné hodnoty. A to proto, aby frekvence dolního rozsahu měření F_{low} , která je nepřímo závislá na velikosti kapacity izolační dvojvrstvy, měla co nejnižší možnou hodnotu.

6.1.1 Článeková konstanta K_{cell}

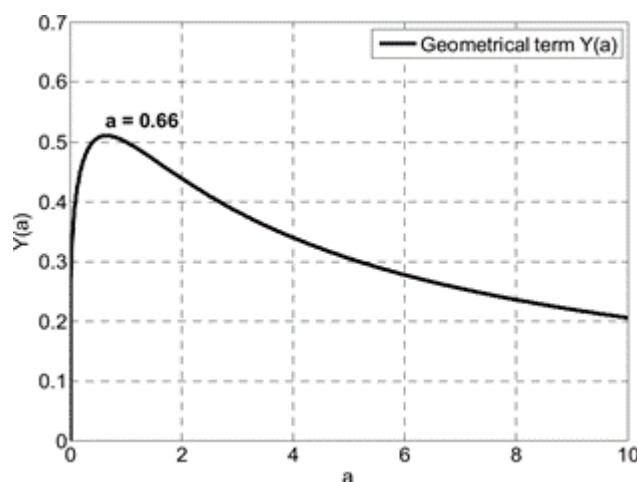
Poměr mezi vzdáleností a plochou elektrod se nazývá článková konstanta K_{Cell} s běžně udávanou jednotkou $[1/cm]$. Potíž u elektrod s prokládanými proužky je, že rozložení hustoty proudů není homogenní, jako je tomu např. u deskových elektrod, ale probíhá sféricky či hemisféricky, přičemž se snižuje se vzdáleností od substrátu. Pak mluvíme o poměrných prouděch, kde až 90 % proudu může procházet ve velkých vzdálenostech od elektrody, což závisí na měrné vodivosti roztoku a poměru vzdálenosti proužků a šířky proužku. Je zřejmé, že průměrná vzdálenost elektrod není v planární struktuře konstantní [25].

Bez ohledu na tuto skutečnost je třeba, aby součin (5) byl maximalizován [28]. A to proto, aby bylo dosaženo co nejširšího frekvenčního pásma soustavy elektroda-elektrolyt při eventuálním kontrolním měření vlhkou elektrodou směrem k nízkým frekvencím

$$W \cdot L \cdot N \cdot K_{cell} (N, L, S, W) \quad (5)$$

K_{Cell} je v inverzně závislá na šířce elektrody W [28]. Pokud se bude W snižovat, bude se K_{Cell} zvyšovat a naopak. Maximalizace tedy není možná. V této práci byla zvolena čtvercová geometrie elektrody $L \times L$, jedna proměnná může být eliminována a optimalizace možná je. Práce [28] zavádí pojem geometrického členu Y (a), kde Y (a) je funkcí S a W.

Graf na Obr. 6.2 ukazuje závislost hodnoty $Y(a)$ na veličině a , což je poměr S/W . Maximální hodnota $Y(a)$ současně udává maximální hodnotu součinu (5). Odpovídající hodnota (a), tedy poměr S/W v tomto bodě, určuje potřebný poměr rozměrů elektrody (S a W) pro situaci, kdy má F_{low} nejnížší možnou hodnotu. Z grafu je vidět, že tato situace nastává pro poměr rozměrů elektrody $S/W=0,66$.



Obr. 6.2 Analytická optimalizace rozměrových parametrů W a S . Geometrický člen $Y(a)$ je funkcí rozměrových parametrů S a W [28]

6.1.2 Finální parametry elektrody

Na základě předchozích úvah je možno přistoupit ke stanovení konkrétních rozměrů elektrody. Základní tvar elektrody zůstává čtvercový s počtem prokládaných proužků $N = 4$, s délkou proužku $L=10$ mm. Z Obr. 6.1 vyplývá, že pro dodržení čtvercové geometrie elektrod s rozměry $L \times L$ musí platit následující rovnice

$$L = N \cdot (W + S) - S \quad (6)$$

Kde N je počet prokládaných proužků elektrody. Je zřejmé, že pro minimalizaci hodnoty F_{low} musí platit $S/W=0,66$, odtud tedy $W = 3/2 \cdot S$. Dosazením do rovnice (6) dostáváme rovnici

$$S = \frac{L}{(5 \cdot \frac{N}{2} - 1)} \quad (7)$$

Pro $N=4$ a $L=10$ mm je z rovnice (7) získána hodnota $S=1,11$ mm. Ze vztahu $W = 3/2 \cdot S$ je vypočítaná hodnota $W=1,67$ mm. Geometrie elektrody je tímto stanovena.

Nyní je možno spočítat kapacitu elektrody, která bude ovlivňovat dolní rozsah frekvenčního pásma při měření v režimu suché elektrody. Kapacita elektrody je dána rovnicí (8), [27]

$$C = \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,sol} \cdot Ae}{Ws} \cdot \left(\frac{Nf}{2} - 1 \right) \quad (8)$$

Kde ϵ_0 je permitivita vakua a $\epsilon_{r,sol}$ je relativní permitivita zkoumaného objektu, Ae je efektivní plocha jednoho pólu elektrody, Ws je odstup proužků a Nf je celkový počet proužků. V tomto případě je $\epsilon_{r,sol}$ rovno 80, což je relativní permitivita vody, ze které je kůže převážně složená. Po dosazení vychází vazební kapacita elektrody na 21,31 nF. Vzhledem k očekávané rezistanci kůže 8 k Ω leží dolní mezní frekvence vycházející z rozměrů elektrody a permitivity očekávaného měřeného materiálu v oblasti 1 kHz, což je pro plánované měření dostatečně nízko.

6.2 Měřící elektronika

Během posledních let došlo k pokroku v oblasti mikrokontrolérů a DSP. Dnešní měřící systémy obsahují přenosný PC, patřičný SW, víceúčelovou vstupně/výstupní galvanicky oddělenou desku s elektronikou pro generování a vyhodnocování signálů a analogový diferenciální zesilovač s vysokou šumovou imunitou a vysokým potlačením souhlasných signálů.

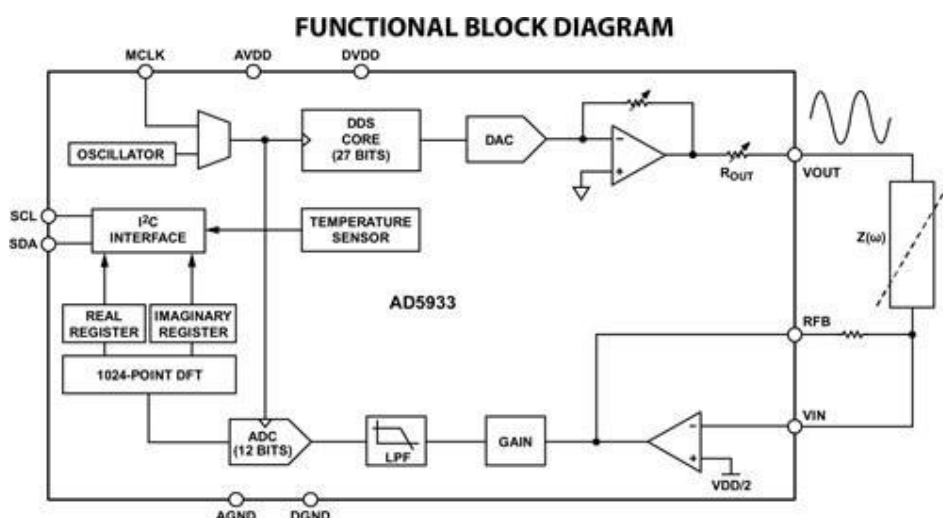
Existuje také řada komerčně dostupných přístrojů, jako např. Gamry nebo Autolab, které mají výborné parametry v oblasti efektivy měření a přesnosti. Nicméně tyto přístroje jsou většinou příliš velké pro přenosné aplikace. S příchodem cíleně zaměřených čipů se dá experimentálně použít pro účely měření impedance kůže např. obvod AD5933. Tento čip je schopen generovat požadované signály, zesilovat a měřit snímané signály, provádět signálové filtrování, a to vše při galvanickém oddělení. Měřící rozsah obvodu AD5933 je 1 k Ω až 10 M Ω , s možností rozšíření měřeného rozsahu směrem dolů až na 100 Ω . Kromě toho může být dosaženo velmi vysoké přesnosti měření v rozsahu frekvencí 1 kHz až 100 kHz. Tento čip umožňuje dobrou miniaturizaci.

Základem obvodu měřiče impedance kůže bude dle zadání práce obvod AD5933. Dle datasheetu výrobce uvádí, že "AD5933 je vysoce precizní systém, který kombinuje na jednom čipu frekvenční generátor, 12 bitový A/D převodník se vzorkováním 1 MSPS a obvody pro zpracování signálu využívající diskrétní Fourierovu transformaci (DFT)". Výstupní napětí a měřící frekvence jsou plně programovatelné a komunikace s řídicím systémem je zajištěna přes sběrnici I2C

6.2.1 Návrh funkčního vzorku měřiče impedance s obvodem AD5933

Integrovaný obvod AD5933 je navržen tak, že umožňuje kompletní konstrukci měřiče impedance - viz Obr. 23. Obsahuje 27 bitový sinusový generátor, používající přímou

digitální syntézu signálu (DDS), který zahrnuje digitálně-analogový převodník (DAC) a zesilovač s programovatelným ziskem, který určuje amplitudu výstupního signálu. Vstupní část obsahuje převodník proudu na napětí, zesilovač s programovatelným ziskem (GAIN) a dolní propust (LPF). Blok pro zpracování signálu tvoří 12-bitový analogově-digitální převodník (ADC), blok provádějící 1024 bodovou diskretní Fourierovu transformaci (DFT), jednotku pro násobení bloku signálu zvoleným oknem (Windowing) a násobící/akumulační jednotku. Výstupem DFT je komplexní číslo, jehož modul a argument jsou proporcionální amplitudě a fázi měřeného proudu, tekoucí přes neznámou impedanci Z_x , která - při konstantní amplitudě měřicího napětového signálu - odpovídá admitanci Z_x . Rozhraní I2C zabezpečuje komunikaci s řídicím mikrokontrolérem.



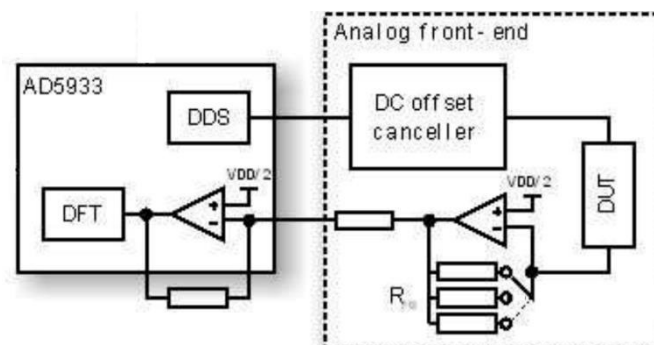
Obr. 6.3 Zjednodušené blokové schéma obvodu AD5933 [31]

Obvod AD5933 umožňuje čtyři volitelné výstupní napětové úrovně s rozdílným stejnosměrným předpětím (DC bias) - viz Tab. 6.1. Oproti tomu napětí na neinvertujícím vstupu převodníku proud – napětí je konstantní, a při napájení 3,3 V odpovídá hodnotě 1,65 V. Tento typ zapojení by způsobil nechtěnou stejnosměrnou polarizaci na měřené impedanci. Pro biologická měření není tento typ buzení vhodný kvůli iontové vodivosti. Budící napětí by mělo být bez přítomnosti stejnosměrného předpětí, a jeho amplituda by měla být dostatečně malá, aby nezpůsobovala elektrolýzu v měřeném objektu. Amplituda elektrického pole by neměla překročit hodnotu 1 V/cm.

| Range | Output Excitation Voltage Amplitude | Output DC Bias Level |
|-------|-------------------------------------|----------------------|
| 1 | 1.98 V p-p | 1.48 V |
| 2 | 0.97 V p-p | 0.76 V |
| 3 | 383 mV p-p | 0.31 V |
| 4 | 198 mV p-p | 0.173 V |

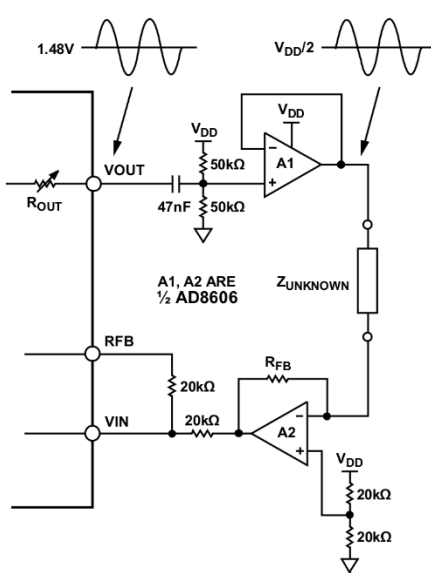
Tab. 6.1 Rozsah výstupních napětí obvodu AD5933 při napájení 3,3 V [32]

Přítomnost výstupního rezistoru omezuje navíc dolní měřicí rozsah impedance. Řešení výše uvedených problémů vyžaduje doplnění obvodu AD5933 o externí analogovou vstupní část. Jejím úkolem je odstranění stejnosměrného předpětí na měřeném objektu bez omezení frekvenčního rozsahu, zeslabení budícího napětí a minimalizace výstupní rezistance. Blokové schéma této úpravy je patrné z Obr. 6.4.



Obr. 6.4 Blokové schéma úpravy obvodu AD5933 [30]

DC offset canceler je možné elegantně vytvořit pomocí OZ, jehož referenční DC napětí na jeho neinvertujícím vstupu bude shodné s referenčním napětím na neinvertujícím vstupu převodníku proud na napětí. Konkrétní zapojení takovéto vstupní části je na Obr. 6.5.



Obr. 6.5 Konkrétní schéma úpravy obvodu AD5933 [33]

Měřený objekt je zapojen mezi výstup OZ A1 a invertující vstup A2. V těchto dvou bodech je na základě zapojení tohoto obvodu shodné stejnosměrné napětí. Obvod A2 slouží současně jako převodník proudu na napětí. Stejnosměrné oddělení zajišťuje kapacitor 47 nF.

6.2.2 Popis systému pro měření impedance kůže s vývojovým kitem EVAL-AD5933EBZ

[illegible]

Ze zapojení je patrné, že odstraňuje DC složku napětí (DC bias obvodu AD5933) při měření. Na výstupu OZ A1 je polovina napájecího napětí daná odporovým děličem na jeho neinvertujícím vstupu. Na invertujícím vstupu OZ A2 je také polovina napájecího napětí daná odporovým děličem na jeho neinvertujícím vstupu. Mezi výstupem OZ A1 a invertujícím vstupem OZ A2 je připojen měřený objekt. OZ A1 současně funguje jako generátor měřícího AC signálu. OZ A2 je zapojen jako převodník proud na napětí. Vnitřní vstupní OZ obvodu AD5933 je zapojen jako invertující zesilovač s jednotkovým zesílením.

42

proto, že tento odpor není na desce osazen. Namísto toho je na desce osazen konektor pro připojení zpětnovazebního odporu RFB dle volby uživatele. Jedná se o vývojový kit bez komfortního přepínání rozsahů měřené impedance a tato koncepce umožňuje uživateli využít plně možnosti daného zapojení i přes nízkou pořizovací cenu kitu. RFB by měl být zvolen tak, aby odpovídal předpokládané impedanci měřeného objektu. V tom případě se optimálním způsobem využije plný rozsah A/D 12 bitového převodníku. Bez doplnění vstupní části o výše uvedené zapojení by měl samotný AD5933 velmi omezený interval minimální a maximální měřené impedance na rozsazích s malým AC měřícím napětím (Range 3 a 4). Právě tyto rozsahy jsou velmi důležité pro měření impedance kůže, aby nedocházelo k nechtěným chemickým reakcím vlivem průchodu vysokého proudu kůží. Doplněná vstupní část tyto nedostatky odstraňuje, viz Tab. 6.2.

| DC Level | Range No. | Ratio |
|--------------|-----------|-------------|
| Rebiasing | 1 to 4 | $\times 45$ |
| No Rebiasing | 1 | $\times 40$ |
| | 2 | $\times 15$ |
| | 3 | $\times 5$ |
| | 4 | $\times 2$ |

Tab. 6.2 Poměr měřené impedance Z_{\max}/Z_{\min} v závislosti na zvoleném rozsahu výstupního napětí [33]

Doplněná vstupní část také odstraňuje nedostatky způsobené relativně vysokým výstupním odporem výstupního zesilovače uvnitř AD5933. Největší vylepšení těchto parametrů nastává opět na důležitých rozsazích 3 a 4 s nejnižším budícím napětím. Tab. 6.3 zobrazuje výstupní impedanci výstupního (budícího) zesilovače bez použití externího OZ a při použití externího OZ tak, jak je tomu na vývojové desce:

| Range No. | Typical Output Impedance, Z_{OUT} |
|------------------------------------|-------------------------------------|
| 1 to 4 (Adding external op amp) | $>100\ \Omega$ |
| 1 | $200\ \Omega$ |
| 2 | $2.4\ k\Omega$ |
| 3 | $1\ k\Omega$ |
| 4 | $600\ \Omega$ |

Tab. 6.3 Výstupní impedance budícího zesilovače v závislosti na zvoleném rozsahu výstupního napětí [33]

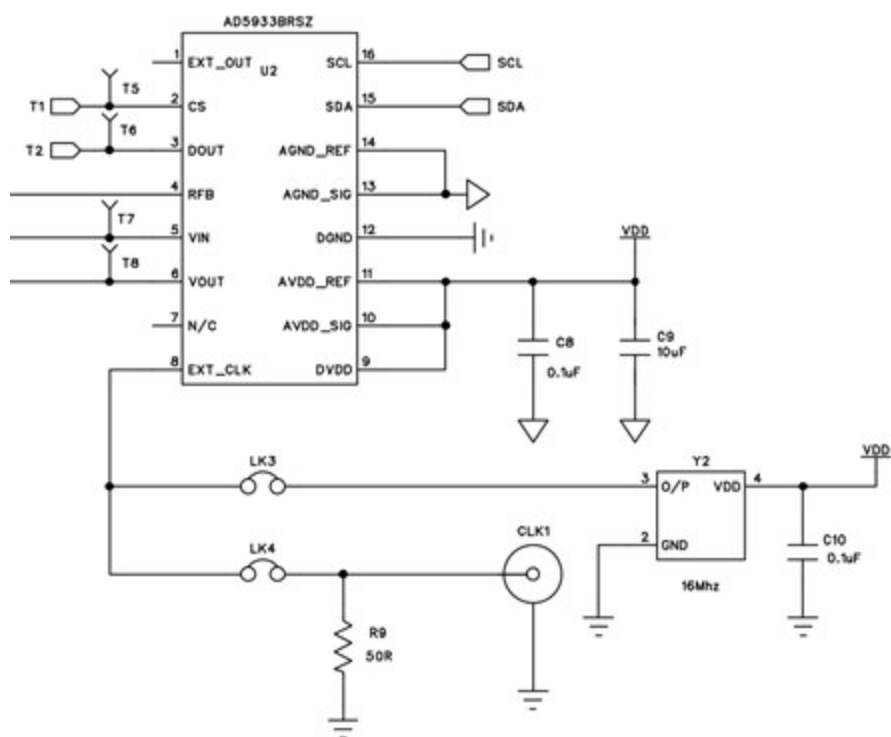
Obvod AD5933 je taktován vysoce přesným interním kmitočtovým normálem 16,776 MHz. Tento hodinový signál je přiváděn na interní ADC a přímo určuje vzorkovací frekvenci. Pro zdigitalizování jedné periody signálu potřebuje interní ADC 16hodinových taktů.

ADC zdigitalizuje vždy 1024 vzorků, a předá je MAC jádru ke zpracování. MAC jádro

provede 1024 bodovou DFT k určení špičkové úrovně signálu na vstupu ADC.

DFT implementovaná v AD5933 je typu single point. To znamená, že analyzovaná frekvence v MAC jádru je vždy stejná, jako budící frekvence. Pokud je hodinový signál 16,776 MHz, pak četnost navzorkování jedné periody signálu je 1,04 MHz (interní ADC potřebuje 16 hodinových taktů/16 vzorků pro zdigitalizování jedné periody signálu). DSP jádro potřebuje 1024 vzorků pro provedení jednobodové DFT analýzy. Z toho vyplývá rozlišení $1,04 \text{ MHz}/1024 \text{ vzorků} = \text{cca. } 1 \text{ kHz}$. Tato kalkulace je založena na předpokladu hodinového kmitočtu 16,776 MHz. Pokud AD5933 provádí vyhodnocování frekvencí pod 1 kHz, objeví se vysoká chyba způsobená spektrálním zkreslením (spectral leakage) a výsledkem je nepřesné měření. Pokud se AD5933 používá pro měření impedancí na frekvencích nižších než 1 kHz, je třeba snížit hodinovou frekvenci tak, aby bylo k dispozici 1024 vzorků jedné periody budícího signálu pro DFT analýzu.

Pro tyto případy je vývojová deska vybavena externím vstupem, který umožňuje přivést na AD5933 externí hodinový signál. Schéma zapojení je na Obr. 1. Obr. 6.7.



Obr. 6.7 Možnost připojení externího hodinového signálu k obvodu AD5933 pro snížení minimální frekvence měřícího signálu – konektor CLK1 [32]

Tab. 6.4 ukazuje rozsah měřících frekvencí v závislosti na velikosti hodinového signálu:

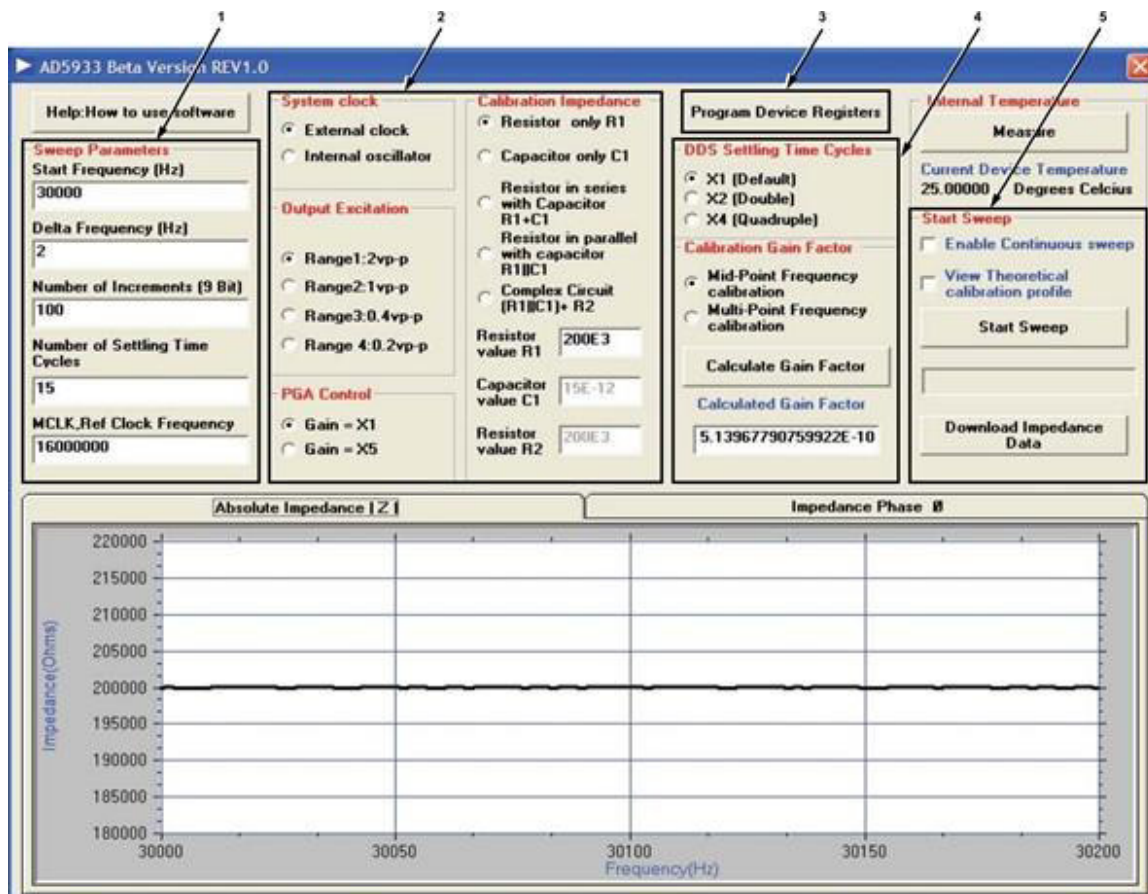
| AD5933 Lower Frequency¹ | Clock Frequency Applied to MCLK Pin² |
|---|--|
| 100 kHz to 5 kHz | 16 MHz |
| 5 kHz to 1 kHz | 4 MHz |
| 5 kHz to 300 Hz | 2 MHz |
| 300 Hz to 200 Hz | 1 MHz |
| 200 Hz to 100 Hz | 250 kHz |
| 100 Hz to 30 Hz | 100 kHz |
| 30 Hz to 20 Hz | 50 kHz |
| 20 Hz to 10 Hz | 25 kHz |

Tab. 6.4 Rozsah měřících frekvencí v závislosti na velikosti hodinového signálu [32]

Obvod AD5933 provádí DFT a výsledek ukládá ve formě reálného a imaginárního čísla, která odpovídají změřené impedanci, do příslušných registrů. Pro převedení těchto informací na změřenou impedanci se musí tato čísla vynásobit tzv. gain faktorem. Tento gain faktor získává obvod AD5933 během kalibrace, kterou je nutné provést před každou změnou parametrů měření. Kalibrační procedura bude popsána v části vyhodnocovacího SW.

6.2.3 Vyhodnocovací SW

Součástí vývojové desky je jednoduchý ovládací a vyhodnocovací SW, který je nutné nainstalovat na PC. Vše se ovládá a nastavuje z jediné plochy tak, jak je ukázáno na Obr. 6.8



Obr. 6.8 Grafická ovládací plocha nainstalovaného a spuštěného SW pro vývojový kit s obvodem AD5933 [32]

V bloku číslo 1 na Obr. 6.8 se nastavují parametry rozmítání, tedy počáteční frekvence, frekvenční skok, počet skoků a hodinová frekvence. V bloku číslo 2 lze nastavit výstupní rozsah signálu, zesílení analogového vstupního zesilovače, a hodnoty, popř. typ připojené referenční impedance pro kalibrování. V bloku číslo 3 je tlačítko, kterým se nastavené hodnoty z bloků 1 a 2 zapisují do příslušných registrů obvodu AD5933. Blok č. 4 slouží na nastavení druhu kalibrace a pro spuštění výpočtu gain faktoru, vztaženého k připojené referenční impedanci. V bloku 5 lze nastavit buď kontinuální, nebo jednorázové rozmítání a po provedeném měření lze data vyexportovat do .csw souboru. Spodní přepínatelná 2 grafická okna zobrazují změřenou impedanci ve formě absolutní hodnoty impedance (první okno) a hodnoty fáze (na Obr. 6.8 nezobrazeno).

7. MĚŘENÍ

7.1 Měřící pracoviště

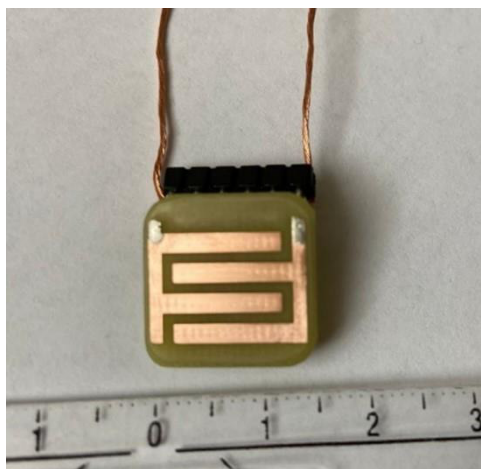
Samotné měřící pracoviště se skládalo z vývojového kitu EVAL-AD5933EBZ, planární elektrody dle výše uvedeného návrhu, propojovacích vodičů, spojujících elektrodu s vývojovým kitem a přenosného počítače s nainstalovaným SW. Po každé změně parametrů měření (frekvenční rozsah měření, počet kroků, velikost výstupního napětí atd.) byla provedena kalibrace měřící sestavy.

Přímo na desce elektrody byl pro tento účel umístěn konektor pro připojení referenční impedance. Vzhledem k očekávaným výsledkům měření byla referenční impedance pro většinu měření zvolena ve formě vybraného rezistoru s přesnou hodnotou 5,6 k Ω . Propojovací vodiče byly v provedení litz wire, tedy jednotlivě izolované spletené tenké dráty pro potlačení skin efektu na vodičích.



Obr. 7.1 Vývojový kit s obvodem AD5933, typ EVAL-AD5933EBZ, s připojenou planární elektrodou

Každý vodič se skládal z 24 individuálně izolovaných drátků s průměrem 0,1 mm. Celková délka obou propojovacích vodičů byla minimalizována na 0,2 metru tak, aby umožňovala pohodlné měření na vybraných místech kůže. Kompaktní velikost vývojového kitu byla v tomto případě velkou výhodou, neboť umožňovala umístit vývojový kit poblíž místa měřené impedance a přispěla tak k minimalizaci přívodní délky propojovacích vodičů. Počáteční frekvence rozmítání byla stanovena na 5 kHz, konečná frekvence pak na 100 kHz s rozlišením po 1 kHz. Výstupní napětí bylo stanoveno na 0,4 V p-p. Pro ověření relevantnosti výsledků z těchto měření bylo použito výsledků měření impedance kůže jinými typy elektrod, publikovaných v [35].



Obr. 7.2 Planární elektroda s propojovacími vodiči typu litz wire

Měření bylo provedeno na předloktí, na dlani a na patě. Na každém tomto místě se prováděly tři měření. První měření bylo vždy se suchou elektrodou v čase $t=0$ s po přitlaku, druhé měření bylo opět se suchou elektrodou v čase $t=300$ s po přitlaku a třetí měření bylo provedeno s vlhkou elektrodou v čase $t=0$ s po přitlaku. Jako elektroda byla použita vždy stejná planární elektroda a volba suchého nebo mokrého měření se prováděla volbou ošetření kůže před měřením.

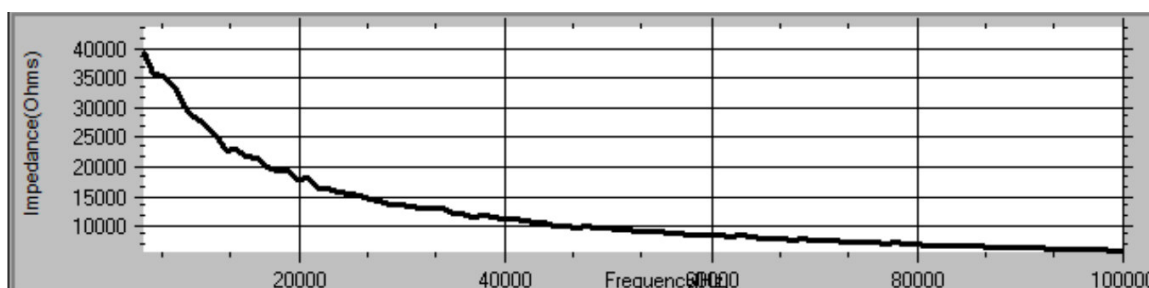
Pro suché měření se kůže vždy pečlivě omyla 96% ethanolem a velmi jemně obrousila keramickým pilníkem pro dosažení co největší kontaktní plochy. Obrousění muselo být velmi jemné tak, aby se kůže mechanicky zarovнала, ale současně aby se neporušila vrchní krycí vrstva odumřelých buněk corneum strata, která pro měření sloužila jako izolační vrstva.

Pro mokré měření (měření mokrou elektrodou) se kůže nejprve omyla 96% ethanolem, jemně obrousila keramickým pilníkem, a následně se do kůže vetřel fyziologický roztok, tvořený 9,4 g NaCl na 1 litr destilované vody. Vtírání se provádělo po dobu 30 sekund, a následně se kůže krátce osušila horkým vzduchem. Poté se provedlo měření planární elektrodou. Před každým měřením se vlastní elektroda omyla 96% ethanolem. Přítlak

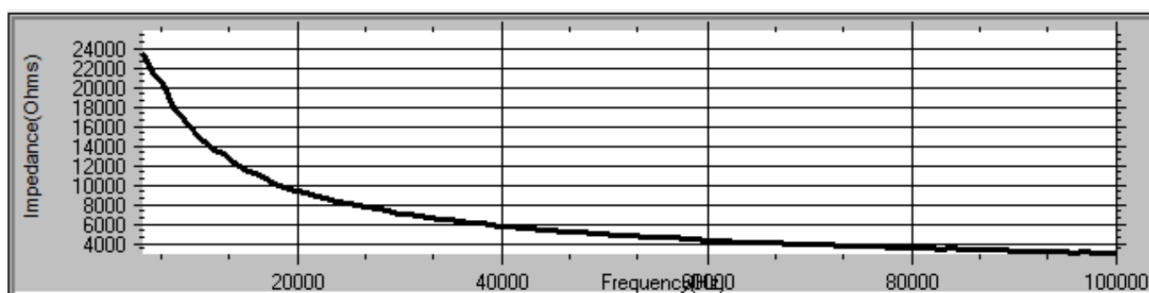
elektrody byl proveden přes vrstvu polystyrenu, který se svou relativní permitivitou 2,4 ovlivnil měření v zanedbatelné míře. Zvláště u planární elektrody je volba přitlakového materiálu důležitá, neboť planární elektroda generuje elektrické pole na obě strany. Pokud by byl prováděn přitlak např. prstem, byl by jeho vliv na výsledky měření podstatně větší, a závisel by především na tloušťce substrátu elektrody.

Výsledky měření jsou zde prezentovány ve formě printscreenu grafů absolutní hodnoty impedance a její fáze přímo z vyhodnocovacího SW.

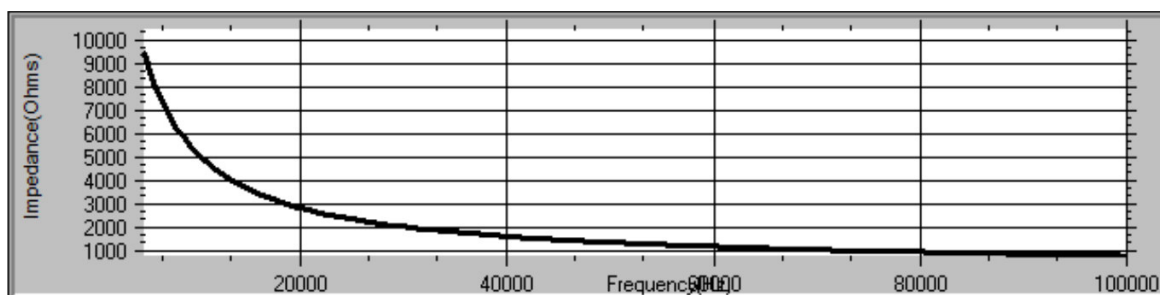
7.2 Naměřené hodnoty



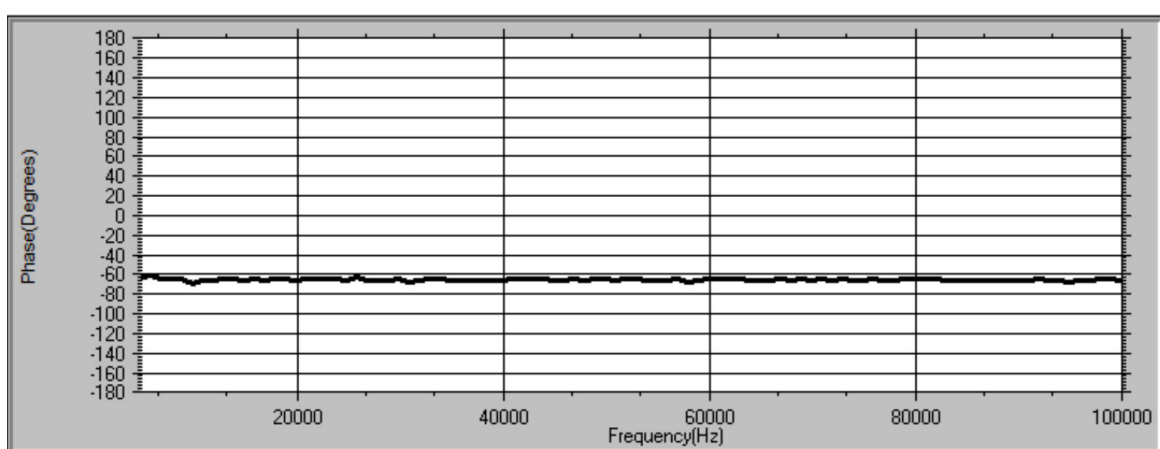
Obr. 7.3 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



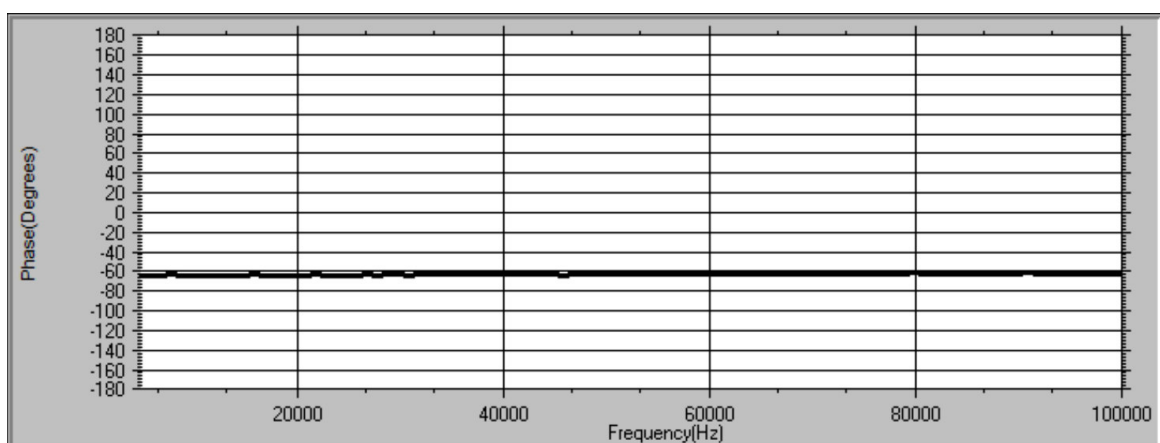
Obr. 7.4 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



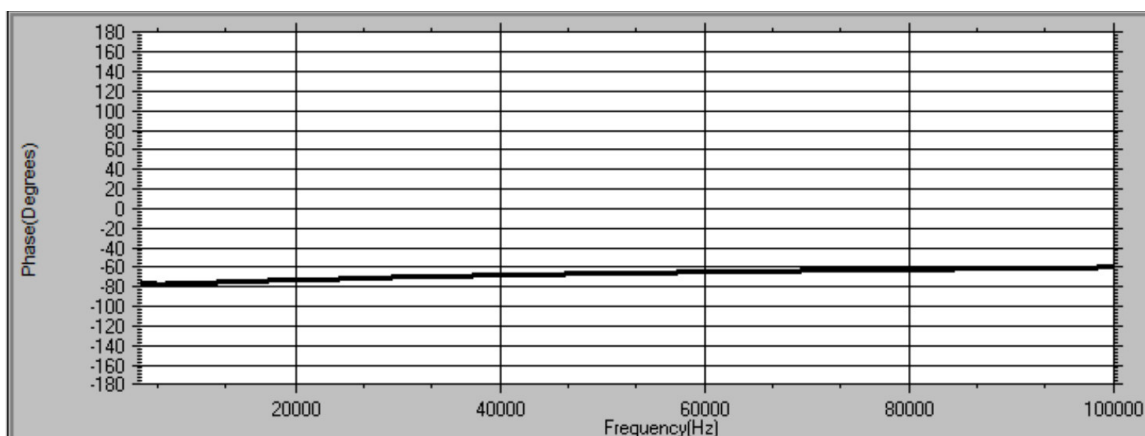
Obr. 7.5 Dlaň pod palcem pravé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



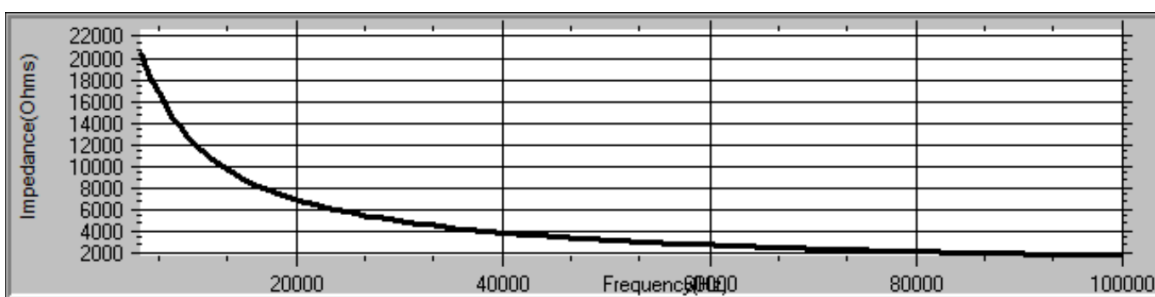
Obr. 7.6 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze



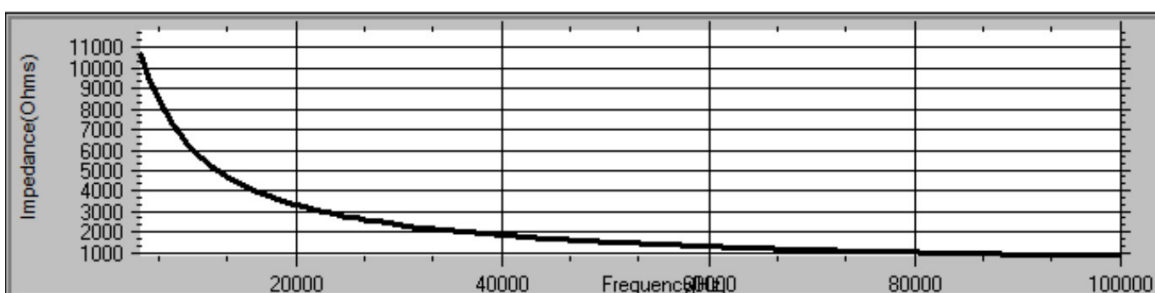
Obr. 7.7 Dlaň pod palcem pravé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota fáze



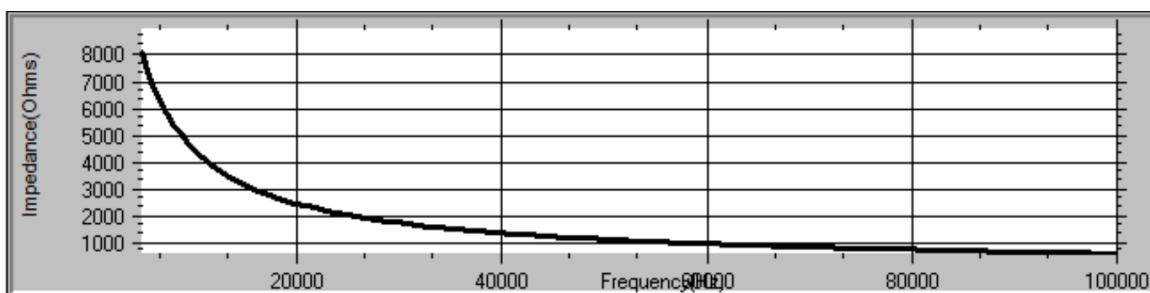
Obr. 7.8 Dlaň pod palcem pravé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze



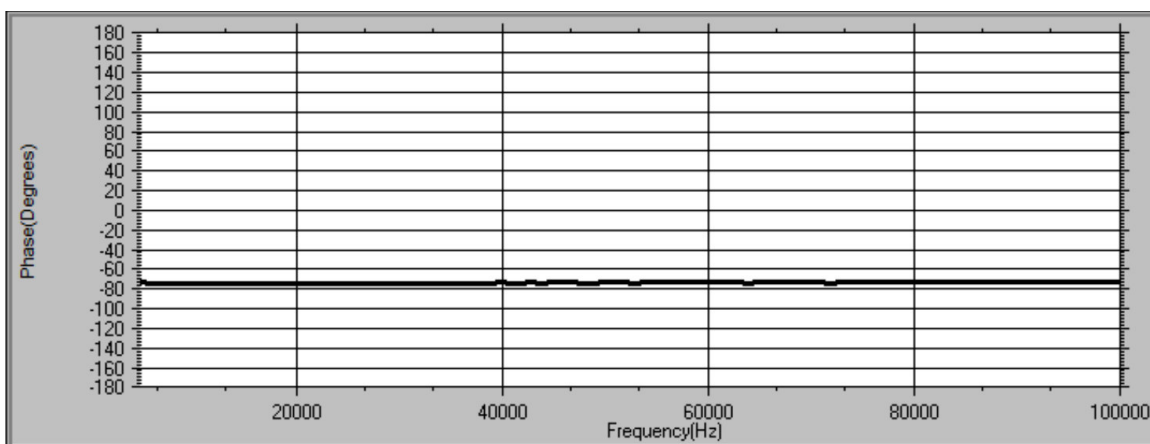
Obr. 7.9 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



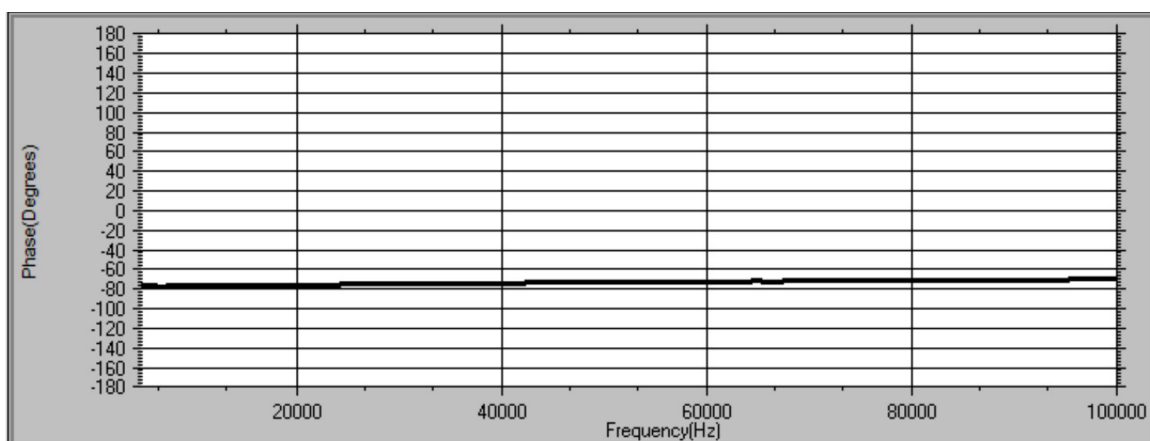
Obr. 7.10 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



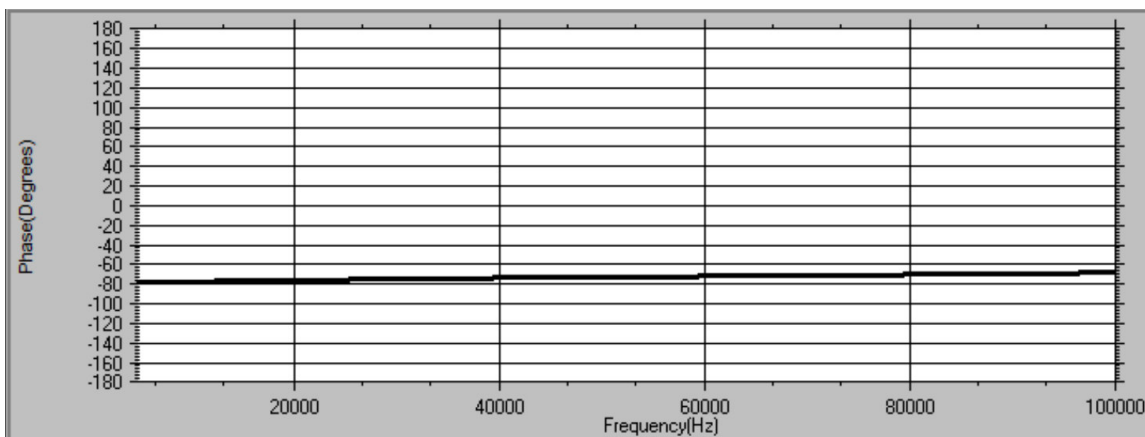
Obr. 7.11 Předloktí levé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



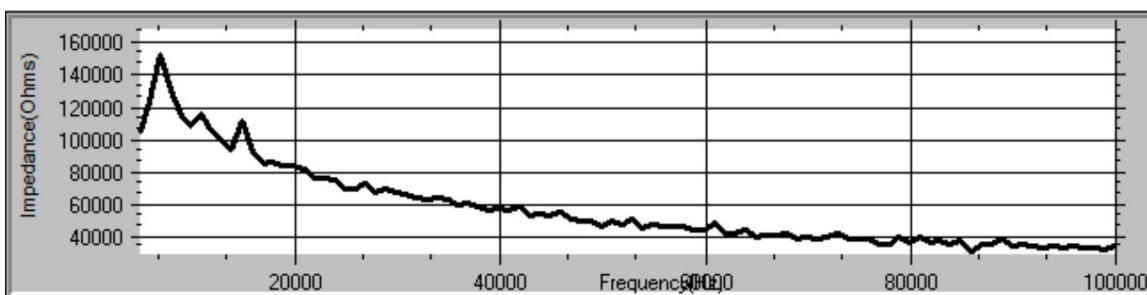
Obr. 7.12 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze



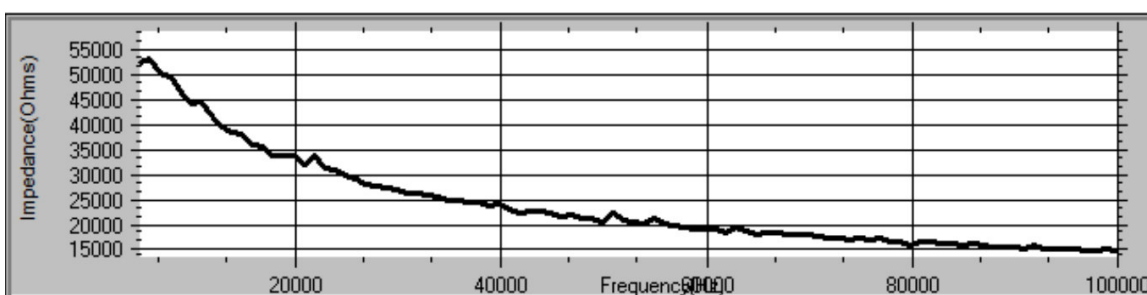
Obr. 7.13 Předloktí levé ruky, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota fáze



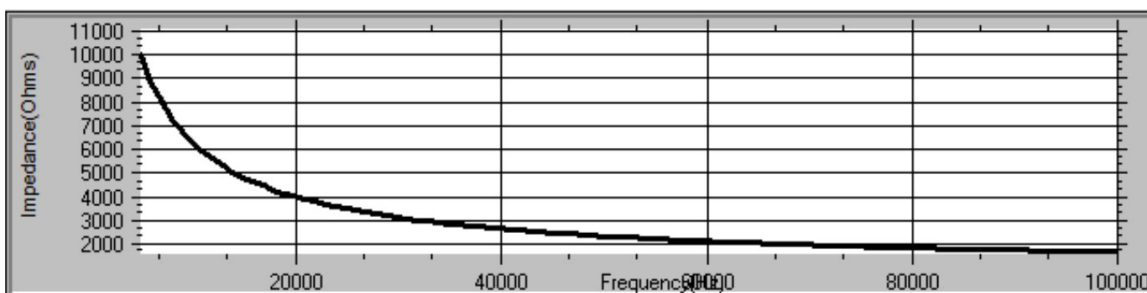
Obr. 7.14 Předloktí levé ruky, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze



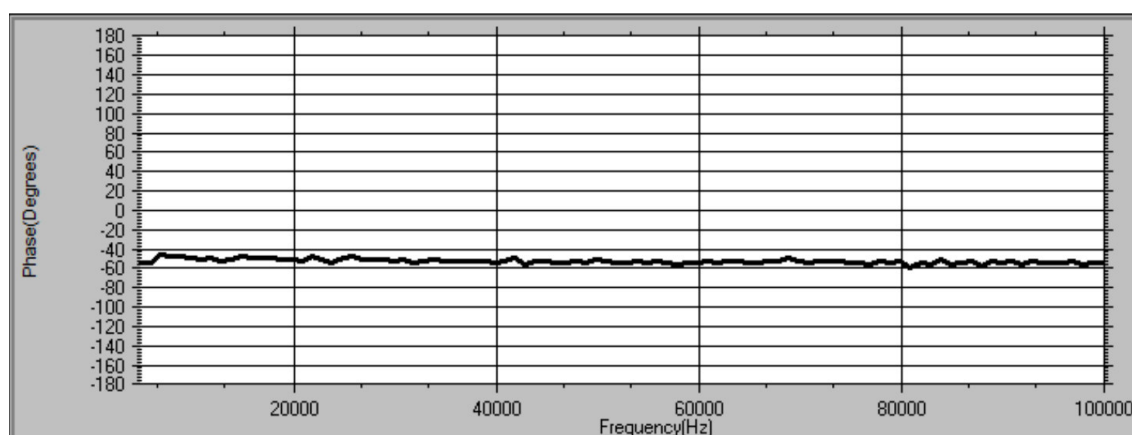
Obr. 7.15 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



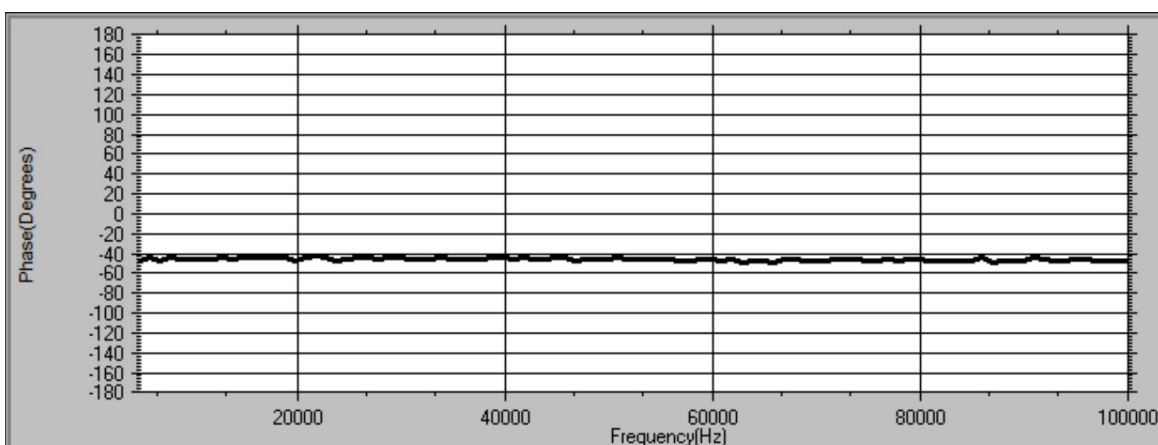
Obr. 7.16 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



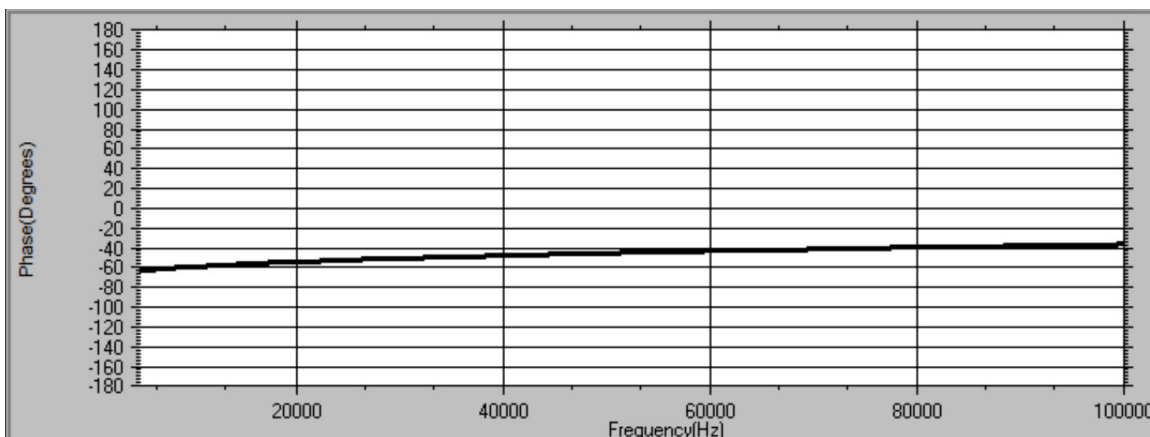
Obr. 7.17 Pata pravé nohy, vlhká elektroda v čase $t=0$ po přitlaku, hodnota impedance. Frekvence udána v jednotkách Hz



Obr. 7.18 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze



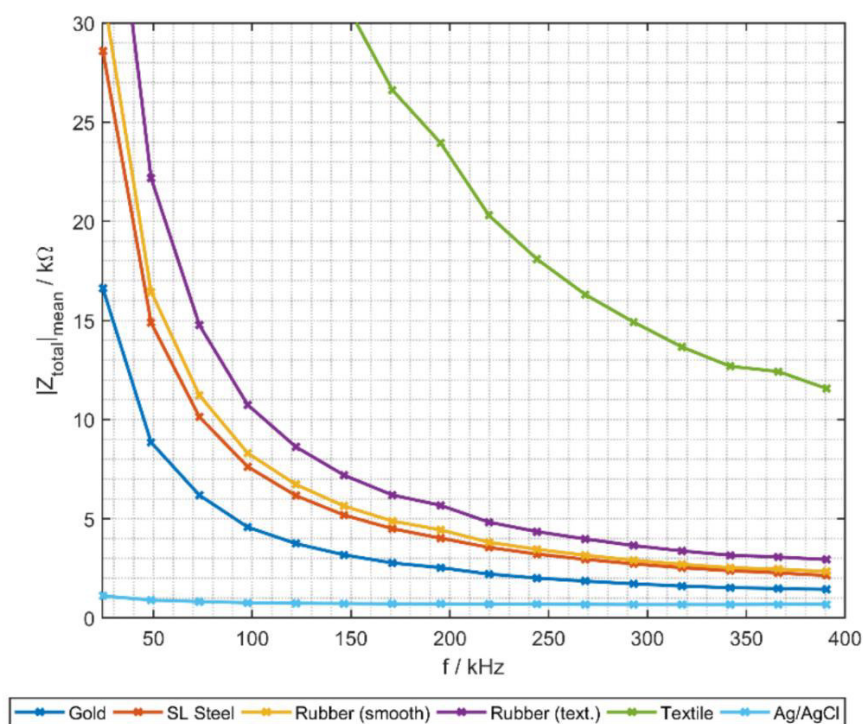
Obr. 7.19 Pata pravé nohy, suchá elektroda v čase $t=300$ s po přitlaku, hodnota fáze



Obr. 7.20 Pata pravé nohy, vlhká elektroda v čase $t=0$ s po přitlaku, hodnota fáze

7.3 Vyhodnocení měření

Výsledky měření provedených v této práci se shodují s výsledky, publikovanými v práci [35], viz Obr. 7.21.



Obr. 7.21 Výsledky měření impedance kůže v předloktí pomocí suchých elektrod zhotovených z různých materiálů ve frekvenčním rozsahu od 24 kHz do 391 kHz na čtyřech různých osobách (zprůměrováno). Pro srovnání uvedeno měření pomocí mokré elektrody Ag/AgCl [35]

Změřená impedance se zásadně lišila dle toho, zda se měřilo v režimu suché elektrody, nebo vlhké elektrody. U suché elektrody byla hodnota impedance vždy větší než u vlhké elektrody, a silně závisela na délce měření. Po 5 minutách měření se impedance na stejných místech měření pomocí suché elektrody snížila zhruba na polovinu, vždy o něco více ve své imaginární části.

Zásadní rozdíl se projevil při měření stejného místa v režimu vlhké elektrody. Impedance zde klesla více než 10x a největší změna nastala v místě měření paty. Po přepočtu absolutní hodnoty impedance a fáze na kmitočtu 40 kHz u paty a suché elektrody je reálná a imaginární část 31795 - j50882 Ω , zatímco při použití mokré elektrody byla impedance na stejném kmitočtu a stejném místě měření 1873 - j2028 Ω . V náhradním elektrickém schématu rozhraní elektrolyt – elektroda se objevila kapacita, daná existencí dvouvrstvy EDL, která u suché elektrody chyběla. Hodnota této kapacity se pohybovala v řádech jednotek nF. U mokré elektrody došlo k prudkému poklesu impedance v horní vrstvě stratum corneum díky vetření fyziologického roztoku do této vrstvy, a současně také došlo ke vzniku kapacity, dané existencí dvouvrstvy EDL na styku elektrolyt - elektroda.

Volba vývojového kitu EVAL-AD5933EBZ s obvodem AD5933 pro měření impedance kůže se ukázala jako správná. Obvod ve zvoleném rozsahu frekvencí fungoval bezchybně, měření s ním nebylo obtížné a bylo relativně rychlé. Velmi důležitá byla volba výstupního napětí tak, aby nedošlo k přebuzení A/D převodníku. Pro měření impedancí na velmi nízkých frekvencích je obvod vhodný méně. Je nutné použít externí zdroj hodinového signálu. Protože je tímto hodinovým signálem řízen i výpočet DFT, jsou výsledky rozmítání k dispozici za relativně dlouhou dobu několika jednotek až desítek sekund. Dá se tomu předejít volbou úzkého rozsahu rozmítání. V této práci nebylo nutné měřit na nízkých kmitočtech. Práce [35], která pro měření nepoužívala planární elektrody, přinesla podobné výsledky.

8. ZÁVĚR

Měření impedance kůže a jeho přesun z výzkumných laboratoří do běžné každodenní praxe bude zřejmě jedním ze zásadních posunů v oblasti nositelné diagnostické elektroniky. Pokrok v oblasti suchých planárních elektrod je značný, a to jak v návrhu samotných elektrod, tak především v oblasti použitých materiálů.

V současné době je tento pokrok patrný především u selektivních laboratorních vyšetření biologických vzorků. Vyšetření krve pomocí planárních elektrod s prokládanými proužky subminiaturních rozměrů na určité konkrétní patogeny typu bakterií, se stává realitou. Poznatky získané v této oblasti jsou pak aplikovatelné i u trvale nositelných elektrod pro měření impedance kůže. Logicky se umístění elektrod nabízí na zápěstí jako součást smart hodinek.

S rozvojem nových materiálů (vodivých textilií, nanočástic, materiálů na rozhraní plastů a gumy, popř. flexibilních plastů) nemusí být umístění elektrod vázáno jen na zápěstí. Z opačného úhlu pohledu je kandidátů pro léčbu a především monitorování chronických nemocí pomocí měření impedance kůže celá řada. Jako příklad zde může být uvedena epilepsie. Touto nemocí trpí zhruba 65 miliónu lidí na celém světě s mírně stoupající četností. Zhruba 1/3 těchto lidí bohužel nereaguje na léčbu medikamenty. Záchvat epilepsie se u těchto lidí objevuje nečekaně, bez možnosti jej předvídat klasickými diagnostickými metodami.

Pomocí planárních elektrod je však v dnešní době možné měřit elektrodermální aktivitu, tedy změnu ve vodivosti kůže, především změnu nazývanou kožní galvanická odezva, která je zapříčiněna nervovými vzruchy sympatetického nervového systému. Tato elektrodermální aktivita se objevuje před nástupem záchvatu epilepsie, a může být využita k detekci takového předzáchvatového stavu, popř. i pro jeho zmírnění pomocí tzv. Vagus nerve stimulation (VNS), kdy je tento nerv po detekci blížícího se záchvatu pomocí měření impedance kůže automaticky stimulován řízenými elektrickými impulsy. U tohoto typu měření impedance kůže je důležitá možnost nosit trvale planární elektrodu, a zde hrají moderní materiály zásadní roli.

V rámci této práce bylo dosaženo uspokojivých výsledků za použití běžných materiálů a cenově dostupné technologie. Zadáním práce nebyla konstrukce elektrody, která by se dala použít pro trvalé nošení. Takové zadání by jistě překročilo běžný rozsah bakalářské práce, především s ohledem na výzkum a aplikaci nových materiálů. Nabízí se zde myšlenka tuto technologii rozvinout, např. ve společném projektu VUT Brno s jinou, specializovanou institucí, zaměřenou na výzkum nových materiálů v oblasti chemie, popř. na výzkum v oblasti medicíny. Tato oblast překračuje běžné hranice úzkého specializovaného zaměření, a vyžaduje synchronizaci znalostí a zkušeností několika vědních oborů. S nastupujícím trendem nositelného monitorování zdravotního stavu člověka je zřejmé, že má velký potenciál rozvoje do budoucna.

LITERATURA

- [1] Ulrik Birgersson: Electrical Impedance of Human Skin and Tissue Alternations: Mathematical Modeling and Measurements, Stockholm 2012
- [2] Fei Lu, Chenshuo Wang, Rongjian Zhao, Lidong Du, Zhen Fang, Xiuhua Guo and Zhan Zhao Review of Stratum Corneum Impedance Measurement in Non-Invasive Penetration Application, Biosensors, March 2018
- [3] Ventrelli, L.; Marsilio Strambini, L.; Barillaro, G. Microneedles for Transdermal Biosensing: Current Picture and Future Direction. *Adv. Healthc. Mater.* 2015, 4, 2606–2640.
- [4] Ivanic, R.; Novotny, I.; Rehacek, V.; Tvarozek, V.; Weis, M. Thin film non-symmetric microelectrode array for impedance monitoring of human skin. *Thin Solid Films* 2003, 433, 332–336.
- [5] McCormick, C.; Heath, D.; Connolly, P. Minimally Invasive Sensing; InTech: Rijeka, Croatia, 2011.
- [6] White, E.A.; Horne, A.; Runciman, J.; Orazem, M.E.; Navidi, W.C.; Roper, C.S.; Bunge, A.L. On the correlation between single-frequency impedance measurements and human skin permeability to water. *Toxicol. In Vitro* 2011, 25, 2095–2104.
- [7] Dudzinski, K.; Dawgul, M.; Pluta, K.; Wawro, B.; Torbicz, W.; Pijanowska, D.G. Spiral concentric two electrode sensor fabricated by direct writing for skin impedance measurements. *IEEE Sens. J.* 2017, 17, 5306–5314.
- [8] Clemente, F.; Romano, M.; Bifulco, P.; Cesarelli, M. EIS measurements for characterization of muscular tissue by means of equivalent electrical parameters. *Measurement* 2014, 58, 476–482.
- [9] Dudzinski, K.; Dawgul, M.; Wawro, B.; Pijanowska, D.; Torbicz, W. Skin Impedance Measurements by Means of Novel Gold Sensors Fabricated by Direct Writing. *Procedia Eng.* 2015, 120, 882–886.
- [10] Yao, S.; Zhu, Y. Nanomaterial-Enabled Dry Electrodes for Electrophysiological Sensing: A Review. *JOM* 2016, 68, 1–11.

- [11] Lee, S.M.; Hang, J.B.; Lee, J.H.; Dong, H.B.; Lee, K.H.; Hong, J.S.; Lee, S.H. Self-adhesive epidermal carbon nanotube electronics for tether-free long-term continuous recording of biosignals. *Sci. Rep.* 2014, 4, 6074.
- [12] Lopez-Gordo, M.A.; Sanchez-Morillo, D.; Valle, F.P. Dry EEG Electrodes. *Sensors* 2014, 14, 12847–12870.
- [13] Rongjian Zhao, Chenshuo Wang, Fei Lu, Lidong Du, Zhen Fang, Xiuhua Guo, Jen-Tsai Liu, Ching-Jung Chen and Zhan Zhao A Flexible Interdigital Electrode Used in Skin Penetration Promotion and Evaluation with Electroporation and Reverse Iontophoresis Synergistically, *Sensors* 2018, May 2018
- [14] Yue, S. The Study on Transdermal Extraction and Prediction of Blood Glucose of Tissue Fluid. Master's Degree, Tianjin University, Tianjin, China, 2009.
- [15] Konrad Chabowski, Tomasz Piasecki, Andrzej Dzierka, Karol Nitsch Simple Wide Frequency Range Impedance Meter Based On AD5933 Integrated Circuit
- [16] Huclova, S.; Baumann, D.; Talary, M.S.; Fröhlich, J. Sensitivity and specificity analysis of fringing-field dielectric spectroscopy applied to a multi-layer system modelling the human skin. *Phys. Med. Biol.* 2011, 56, 7777–7793.
- [17] Hirschorn, B.; Orazem, M.E.; Tribollet, B.; Vivier, V.; Frateur, I.; Musiani, M. Determination of effective capacitance and film thickness from constant-phase-element parameters. *Electrochim. Acta* 2010, 55, 6218–6227
- [18] GómezAguilar, F.; BernalAlvarado, J.; RosalesGarcía, J.; GuíaCalderón, M.; CórdovaFraga, T.; SosaAquino, M. Frequency response of an electric equivalent circuit for a skin type system. *Rev. Mex. Ing. Biomed.* 2011, 32, 93–99
- [19] Kontturi, K.; Murtomäki, L.; Hirvonen, J.; Paronen, P.; Urtti, A. Electrochemical characterization of human skin by impedance spectroscopy: The effect of penetration enhancers. *Pharm. Res.* 1993, 10, 381–385
- [20] Kalia, Y.N.; Guy, R.H. The electrical characteristics of human skin in vivo. *Pharm. Res.* 1995, 12, 1605–1613

- [21] Lee, S.M.; Hang, J.B.; Lee, J.H.; Dong, H.B.; Lee, K.H.; Hong, J.S.; Lee, S.H. Self-adhesive epidermal carbon nanotube electronics for tether-free long-term continuous recording of biosignals. *Sci. Rep.* 2014, 4, 6074
- [22] Kim, C.; Li, G.; Li, J.; Jong, H.; Ro, C.; Song, Y.; Pak, G.; Im, S. Numerical analysis on effective electric field penetration depth for interdigital impedance sensor. *J. Phys. Conf. Ser.* 2013, 418, 2020
- [23] [https://en.wikipedia.org/wiki/Double_layer_\(surface_science\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Double_layer_(surface_science))
- [24] Bansi Dhar Malhotra, Chandra Mouli Pandey, *Biosensors: Fundamentals and Applications*, Smithers Rapra Technology Ltd, UK, 2017
- [25] J. Hubálek, J. Drbohlavová, J. Prášek, P. Bušinová, M. Bendová, *Mikrosenzory a mikroeletromechanické systémy*, VUT Brno 2013
- [26] K Hayatleh, S Zourob, R Nagulapalli, S Barker, N Yassine, P Georgiou, F J Lidgey, *A High Performance Skin Impedance Measurement Circuit for Biomedical Applications*, Oxford Brookes University, Oxford, UK, 2018
- [27] Anouk Rogiestk, *Towards a wearable impedimetric sensor for emotional sweat monitoring*, École polytechnique de Louvain, 2019
- [28] M. Ibrahim, J. Claudel, D. Kourtiche and M. Nadi, Geometric parameters optimization of planar interdigitated electrodes for bioimpedance spectroscopy, *J Electr Bioimp*, vol. 4, pp. 13–22, 2013
- [29] CAPTAIN JAMES C. LAWLER, MC, USA, MAJOR MICHAEL J. DAVIS, MC. USA AND EVERTON C. GRIFFITH, B.S., *ELECTRICAL CHARACTERISTICS OF THE SKIN*, Army Medical Center, Washington 12, D. C., 1959
- [30] Konrad Chabowski, Tomasz Piasecki, Andrzej Dzierka, Karol Nitsch, *Simple wide frequency range impedance meter based on AD5933 integrated circuit*, Polish Academy of Sciences 2015
- [31] AD5933, 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer, Datasheet Rev. F, Analog Devices, Inc., 2005-2017
- [32] AD5933, Evaluation Board User Guide UG-364, Rev 0, Analog Devices, Inc., 2012

- [33] How to Configure the AD5933/AD5934, Application Note AN-1252, Rev 0, Analog Devices, Inc., 2013
- [34] K. Dudzinski, M. Dawgul, B. Wawro, D. Pijanowska, W. Torbicz, Skin impedance measurements by means of novel gold sensors fabricated by direct writing, Eurosensors 2015
- [35] R Kusche, S Kaufmann, and M Ryschka, Dry electrodes for bioimpedance measurements – design, characterization and comparison, Laboratory of Medical Electronics (LME), Lübeck University of Applied Sciences, 2018

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

| | |
|--------|--|
| UV | ultrafialové záření |
| DNA | kyselina desoxyribonucleová acid |
| IES | elektrochemická impedanční spektroskopie |
| CPA | model s konstantní fází |
| Ag | stříbro |
| AgCl | chlorid stříbrný |
| Au | zlato |
| CNT | karbonové nanotrubičky |
| AD5933 | název mikročipu |
| DPS | deska plošných spojů |
| PC | osobní počítač |
| SW | software |
| ADC | analogově digitální převodník |
| 1MSPS | jeden milion vzorků za sekundu |
| DFT | diskrétní Fourierova transformace |
| I2C | název sběrnice |
| DAC | digitálně analogový převodník |
| DDS | digitální syntéza signálu |
| CVC | převodník proud/napětí |
| MAC | násobící/akumulační jednotka |
| LPF | dolní propust |
| GAIN | programovatelný zisk |
| OZ | operační zesilovač |

Symbols:

| | |
|-----------|----------------------------------|
| Z_{cpe} | impedance pseudokapacitoru |
| Z_w | impedance Warburgova elementu |
| Z_x | impedance měřeného obvodu |
| A | modul kvazikapacitní impedance |
| α | parametr blízký vlastnostem kůže |
| ω | úhlová frekvence |
| j | imaginární část |